



TUGAS AKHIR SM-141501

ANALISIS MODEL LINTASAN NANOPARTIKEL MAGNET PADA PEMBULUH DARAH DI DALAM MEDAN MAGNET DENGAN METODE RUNGE-KUTTA ORDE KE-EMPAT

**HESTI HASTUTI
NRP 1211 110 041**

**Dosen Pembimbing
Dr. Chairul Imron, Ml.Komp
Tahiyatul Asfihani, S.Si, M.Si**

**JURUSAN MATEMATIKA
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2015**



FINAL PROJECT SM-141501

***ANALYSIS MODEL TRAJECTORIES OF MAGNETIC
NANOPARTICLES IN A BLOOD VESSEL UNDER
MAGNETIC FIELD WITH CLASSICAL FOURTH ORDER
RUNGE-KUTTA METHOD***

HESTI HASTUTI
NRP 1211 110 041

Supervisor
Dr. Chairul Imron, Ml.Komp
Tahiyatul Asfihani, S.Si, M.Si

MATHEMATICS DEPARTMENT
Faculty of Mathematics and Science
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2015

LEMBAR PENGESAHAN

ANALISIS MODEL LINTASAN NANOPARTIKEL MAGNETIK PADA PEMBULUH DARAH DI DALAM MEDAN MAGNET DENGAN METODE RUNGE- KUTTA ORDE KE-EMPAT

ANALYSIS MODEL TRAJECTORIES OF MAGNETIC NANOPARTICLES IN A BLOOD VESSEL UNDER MAGNETIC FIELD WITH CLASSICAL FOURTH ORDER RUNGE-KUTTA METHOD

TUGAS AKHIR


Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat
Untuk memperoleh gelar Sarjana Sains
Pada bidang studi Matematika Terapan
Program Studi S-1 Jurusan Matematika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya

Oleh :
HESTI HASTUTI
NRP. 1211 100 041
Menyetujui,

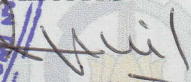
Dosen Pembimbing II,

Dosen Pembimbing I,


Tahiyatul Asfihani, S.Si, M.Si
NIP. 19870728 201404 2 001


Dr. Chairul Imron, Ml.Komp
NIP. 19611115 198703 1 003

Mengetahui,
Ketua Jurusan Matematika
FMIPA ITS


Prof. Dr. Erna Apriliani, M.Si
NIP. 19660414 199102 2 001
Surabaya, Juli 2015



ANALISIS MODEL LINTASAN NANOPARTIKEL MAGNETIK PADA PEMBULUH DARAH DIDALAM MEDAN MAGNET DENGAN METODE RUNGE-KUTTA ORDE KE-EMPAT

Nama Mahasiswa : Hesti Hastuti
NRP : 1211 100 041
Jurusan : Matematika
Dosen Pembimbing : 1. Dr. Chairul Imron, MI.Komp.
2. Tahiyatul Asfihani, S.Si, M.Si

Abstrak

Nanopartikel magnetik memiliki peran penting dalam dunia kedokteran modern yaitu sebagai obat yang ditargetkan oleh magnet. Obat yang ditargetkan oleh magnet tersebut disuntikan kedalam tubuh kemudian akan dibawa oleh darah mengalir ke seluruh tubuh. Untuk memperoleh hasil yang lebih optimal, diperlukan suatu model lintasan nanopartikel magnet didalam pembuluh darah. Sistem tersebut dibantu dengan medan magnet yang diposisikan diluar tubuh. Dengan menggunakan metode Runge-kutta, diperoleh jarak antara pusat pembuluh darah dengan pusat medan magnet yang lebih tepat adalah 0.025 m dimana posisi lintasannya menuju kearah pusat medan magnet yaitu nol ($z/R_m=0$).

Kata kunci: Nanopartikel magnetik, Obat yang ditargetkan oleh magnet, Lintasan nanopartikel magnetik, Metode runge kutta.



“Halaman ini sengaja dikosongkan”

ANALYSIS MODEL TRAJECTORIES OF MAGNETIC NANOPARTICLES IN A BLOOD VESSEL UNDER MAGNETIC FIELD WITH CLASSICAL FOURTH ORDER RUNGE-KUTTA METHOD

Name : Hesti Hastuti
NRP : 1211100041
Department : Mathematics
Supervisor : 1. Dr. Chairul Imron, M.I.Komp.
2. Tahiyatul Asfihani, S.Si, M.Si

Abstract

Magnetic nanoparticles have an important role in modern medicine as a drug that is targeted by the magnet. Magnetic drugs targeting is injected into the body will then be carried by the blood flow throughout the body. To obtain a more optimal results, we need a model trajectory magnetic nanoparticles inside blood vessels. The system assisted by a magnetic field which is positioned outside the body. By using the Runge-Kutta method, obtained the distance between the center of the blood vessels to the center of the magnetic field is more appropriate is 0.025 m where the position trajectory of moving towards the center of the magnetic field that is zero ($z / R_m = 0$).

Keywords: *Magnetic nanoparticles, Magnetic drugs Targeting, Trajectory of magnetic nanoparticles Runge-Kutta Methods.*



“Halaman ini sengaja dikosongkan”

KATA PENGANTAR

Puji Syukur kehadiran Allah SWT yang telah memberikan limpahan nikmat, karunia, dan petunjuk-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul:

“Analisis Model Lintasan Nanopartikel Magnetik Pada Pembuluh Darah Di Dalam Medan Magnet Dengan Metode Runge-kutta Orde Ke-Empat”

yang merupakan salah satu persyaratan akademis dalam menyelesaikan Program Studi S-1 pada Jurusan Matematika Fakultas MIPA Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Tugas akhir ini dapat terselesaikan dengan baik dan lancar atas kerja sama dan dukungan dari berbagai pihak. Sehubungan dengan hal itu, penulis bermaksud menyampaikan terima kasih kepada :

1. Ibu Prof. Dr. Erna Apriliani, M.Si selaku Ketua Jurusan Matematika FMIPA ITS.
2. Bapak Dr. Chairul Imron, Ml.Komp, dan Ibu Tahiyatul Asfihani, S.Si, M.Si sebagai dosen pembimbing Tugas Akhir, atas segala bimbingan dan motivasi yang telah diberikan kepada penulis.
3. Bapak Drs. Sentot Didik Surjanto, M.Si, Ibu Dr. Dra. Mardijah, M.T., dan Bapak Moh. Iqbal, S.Si, M.Si selaku dosen penguji.
4. Bapak Dr. Chairul Imron, Ml.Komp selaku Ketua Program Studi S-1 Jurusan Matematika FMIPA ITS.
5. Bapak Drs. Daryono Budi Utomo, M.Si selaku dosen wali.
6. Seluruh jajaran dosen dan staf jurusan Matematika ITS.

Penulis menyadari bahwa Tugas Akhir ini masih terdapat kekurangan. Oleh karena itu, penulis memohon saran dan kritik dari berbagai pihak sebagai bahan perbaikan di masa yang akan datang. Akhir kata, Semoga Tugas Akhir ini bermanfaat bagi semua pihak.

Surabaya, Juli 2015

Penulis



(halaman ini sengaja dikosongkan)

Special Thank's to :

Selama proses pembuatan Tugas Akhir ini, banyak pihak yang telah memberikan bantuan dan dukungannya terhadap penulis. Penulis mengucapkan terima kasih secara khusus yang sebesar-besarnya kepada:

- a. Kedua orang tua, Bapak Muhamad Mas'ud, dan Ibu Kalimah, terima kasih atas segala doanya, dukungan secara lahir dan batin serta kasih sayang yang diberikan kepada penulis.
- b. Saudara kandung, Heni Candra Kartika dan Rendra Lesmana, yang selalu mendoakan, memberikan motivasi dan kasih sayang yang berlimpah kepada penulis.
- c. Keluarga besar kerabat penulis paman, bibi, tante, om dan mbak mas sepupu semuanya yang telah memberikan dukungan serta doa yang berlimpah kepada penulis.
- d. Teman-teman sekamar, Anggun, Faiq, Siska dan teman-teman akrab penulis Yessy, Farah, Tutut, dan Toni atas semua bantuan dan semangat yang diberikan kepada penulis dalam pengerjaan Tugas Akhir ini.
- e. Teman – teman Genggong, TIM SC PH'13, Pasukan Asrama, dan teman-teman BDDYLS, yang selalu menemani, memberikan dukungan, menghibur dan semangat kepada penulis dalam pengerjaan Tugas Akhir.
- f. Teman – teman Direksi Warrior dan Pengawas Rangers, PSDA Kece serta Pengurus-Pengawas Kopma 2015 yang selalu memberikan motivasi kepada penulis.
- g. Keluarga besar Kopma ITS dan IM matematika ITS yang telah memberikan dukungan serta doa yang berlimpah kepada penulis.
- h. Mas Ali dan staff jurusan Matematika ITS atas segala informasi tentang Tugas Akhir yang diberikan kepada penulis dan teman – teman serta dukungan yang telah diberikan
- i. Teman – teman Matematika angkatan 2011 terima kasih atas segala dukungan dan kebersamaannya selama kurang lebih 4 tahun ini.



j. Seluruh keluarga besar HIMATIKA ITS terima kasih atas dukungan dan semangat yang diberikan kepada penulis.

k. Teman – teman Alumni 2010 SMA N 1 Kalitidu atas doa serta dukunganya kepada penulis.

Tentu saja masih banyak pihak lain yang turut adil dalam penyelesaian Tugas Akhir ini yang tidak bisa penulis sebutkan satu-satu. Semoga Allah membalas dengan balasan yang berlebih bagi pihak-pihak yang membantu penulis. Amin ya rabbal ‘alamin.

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	iii
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
DAFTAR SIMBOL	xix
 BAB I. PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang Masalah	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	4
1.6 Sistematika Penulisan	4
 BAB II. DASAR TEORI	
2.1 Nanopartikel Magnetik	7
2.2 Aliran Darah Dalam Pembuluh	9
2.3 Hukum Newton	11
2.4 Gaya Magnet	12
2.4.1 Magnet	12
2.4.2 Persamaan Maxwell	14
2.4.3 Bahan Ferromagnetik	15
2.5 Gaya Fluida	16
2.5.1 Definisi Fluida	16
2.5.2 Beberapa Istilah Dalam Mekanika Fluida ..	17
2.5.3 Hukum Stokes	17
2.6 Gaya Apung	18
2.7 Metode Numerik	19
2.7.1 Metode Beda Hingga	19
2.7.2 Metode Runge Kutta	19

BAB III. METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Studi Literatur	21
3.2 Tahap Menganalisis Model Lintasan.....	21
3.3 Penyelesaian Secara Numerik	21
3.4 Analisis Hasil Simulasi	23
3.5 Kesimpulan Dan Saran.....	23
3.6 Flowchart Penelitian	24

BAB IV. PERANCANGAN DAN IMPLEMENTASI SISTEM

4.1 Analisis Gaya	25
4.1.1 Analisis Gaya Magnet Pada Nanopartikel..	26
4.1.2 Analisis Gaya Fluida Pada Nanopartikel....	32
4.1.3 Analisis Gaya Apung Pada Nanopartikel ...	33
4.2 Persamaan Kecepatan Partikel	34
4.3 Simulasi Dan Analisis	35

BAB V. PENUTUP

5.1 Kesimpulan	43
5.2 Saran	44

DAFTAR PUSTAKA	45
-----------------------------	-----------

LAMPIRAN.....	47
----------------------	-----------

BIODATA PENULIS	67
------------------------------	-----------

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 1 Struktur Kristal Magnetit.....	8
Gambar 2 Aliran Laminar dan Turbulen.....	10
Gambar 3 Gerak Elektron Di Dalam Silinder Tabung.....	14
Gambar 4 Gaya Pada Bola Di Air.....	20
Gambar 5 Skema Penyelesaian Model Lintasan Nanopartikel Magnetik.....	24
Gambar 6 Nanopartikel Di Dalam Pembuluh Darah...	25
Gambar 7 Sistem Kerja Gaya Magnet dengan Medan Magnet Diluar Tubuh	28
Gambar 8 Sistem Kerja Gaya Fluida dengan Nano partikel di dalam Pembuluh Darah.....	33
Gambar 9 Sistem Kerja Gaya Fluida dengan Nanopartikel di dalam Pembuluh Darah.....	34
Gambar 10 Sistem Kerja Gaya Apung dengan Medan Magnet Diluar Tubuh	38
Gambar 11 Lintasan Nanopartikel dengan posisi awal yang bervariasi.....	40
Gambar 12 Lintasan Nanopartikel dengan posisi awal $x=0$	41
Gambar 13 Lintasan Nanopartikel dengan posisi awal $x=0.2R_v$	41
Gambar 14 Lintasan Nanopartikel dengan posisi awal $x=-0.4R_v$	42
Gambar 15 Lintasan Nanopartikel dengan d (pusat magnet dengan pusat pembuluh darah)	42
Gambar 16 yang berbeda..... Komponen medan magnet (H_x dan H_z) terhadap pusat pembuluh darah.....	43
Gambar 17 Komponen gaya magnet (F_{mx} dan F_{mz}) terhadap sumbu pembuluh darah.....	43



(halaman ini sengaja dikosongkan)



DAFTAR TABEL


Tabel 1	Sifat Fisis Dan Kimia dari Magnetit.....	Halaman 8
---------	--	--------------



(halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR SIMBOL

Simbol	Keterangan
A	Luas permukaan
R_p	Jari-jari partikel
l	Panjang penampang listrik
i	Kuat arus
m	massa
g	Gaya gravitasi
q	Muatan listrik
B	Induksi magnetik
H	Medan magnet
M_s	Magnetisasi
F_m	Gaya magnet
F_f	Gaya fluida
F_b	Gaya Apung
V_b	Volume partikel
c	Koefisien hanyut magnet
∇	<i>Del/nabla</i>
η	Viskositas
j	Rapat arus listrik
E	Medan listrik
X_p	Kerentangan magnetik bertipe ferromagnetik
R_v	Jari-jari pembuluh darah
x	Posisi Partikel terhadap sumbu vertikal
z	Posisi partikel terhadap sumbu horizontal
d	Jarak pusat magnet dengan pusat pembuluh darah
μ_0	Permiabilitas ruang hampa
v_p	Kecepatan partikel
v_f	Kecepatan fluida
ρ_p	Massa jenis partikel
ρ_f	Massa jenis fluida



χ_m Suseptibilitas magnetik
 k_m Konstanta magnetik
 F Gaya
 a percepatan
 t waktu

BAB I PENDAHULUAN

Bab ini membahas tentang latar belakang yang mendasari penulisan Tugas Akhir. Di dalamnya mencakup identifikasi permasalahan pada topik Tugas Akhir ini. Uraian ini bersifat umum yang menjelaskan secara ringkas hal-hal yang akan dilakukan pada penyelesaian Tugas Akhir. Informasi yang telah diperoleh tersebut, kemudian dirumuskan suatu permasalahan yang akan dibahas, tujuan, dan manfaat dari Tugas Akhir ini. Selain itu juga diberikan batasan-batasan untuk membatasi pembahasan pada Tugas Akhir ini.

1.1. Latar Belakang

Nanoteknologi merupakan teknologi yang memungkinkan sebuah benda dipecah dalam skala nanometer atau satu per semiliar meter dan merupakan salah satu teknologi yang mampu mendorong pertumbuhan industri dan ekonomi di segala bidang. Nanoteknologi juga menawarkan peluang baru yang sangat menarik untuk berbagai bidang biomedika. Salah satunya adalah nanopartikel magnetik yang telah dipelajari dan diaplikasikan secara luas dalam bidang biomedis. Sebagai contoh adalah nanopartikel besi oksida yang dapat digunakan sebagai agen kontras untuk *magnetic resonance imaging* (MRI). Nanopartikel ini digunakan sebagai pengantar obat karena memiliki beberapa kelebihan, diantaranya: ukuran dan karakteristik permukaan nanopartikel dapat dengan mudah dimanipulasi sesuai dengan target pengobatan, kemudian nanopartikel juga dapat mengatur dan memperpanjang pelepasan obat selama proses transportasi obat ke sasaran, serta sistem nanopartikel dapat diterapkan untuk berbagai sasaran pengobatan karena nanopartikel masuk kedalam

system peredaran darah kemudian dibawa oleh darah menuju target pengobatan[1].

Sementara itu, banyak peneliti yang meneliti manfaat dari nanopartikel ini diantaranya; yang pertama Alexiou pada tahun 2002 dengan judul “*(Magnetic drug targeting: biodistribution and dependency on magnetic field strength)*”. Dalam penelitian ini, obat penargetan magnet merupakan salah satu metode yang efektif sebagai penghantar obat ke sasaran yang khusus dengan bantuan dari medan magnet[2]. Kemudian dilanjutkan oleh Kingsley pada tahun 2006 dengan judul penelitiannya tentang “*(Nanotechnology: a focus on nanoparticles as a drug delivery system)*” meneliti tentang perkembangan dari nanopartikel berdasarkan sistem pengantar obat ke sasaran secara rinci[3]

Peneliti selanjutnya tentang “*(The behaviors of ferromagnetic nanoparticles in and around blood vessels under applied magnetic fields)*.” oleh Nacev pada tahun 2011 dan “*Mathematical modelling of magnetically targeted drug delivery*” oleh Grief pada tahun 2005. Kedua peneliti ini meneliti tentang magnet pembawa partikel dengan molekul obat yang disuntikan ke bagian pinggir pembuluh darah dari tempat sasaran dan ditarik oleh daerah penargetan didalam tubuh dengan bantuan medan magnet[4]. Sedangkan penelitian tentang “*(Effect of non-Newtonian characteristics of blood on magnetic targeting in the impermeable microvessel)*” oleh Shaw, S. Murthy, P.V.S.N. Pradhan, S.C ditahun 2010 disajikan model untuk mencapai konsentrasi tinggi dari daerah penargetan obat didalam pembuluh mikro dengan asumsi darah sebagai fluida *hersechel bulkley* (salah satu metoda untuk menganalisis aliran fluida di dalam sebuah tabung atau pipa, misalnya aliran darah di dalam pembuluh darah)[5].

Pada tahun 2013 Wahyuni, dengan thesisnya yang berjudul “*(Solution Nanomagnetic Particle Motion in a Fluid Environment Under the Influence of Magnetic Field with Finite Difference Method)*” meneliti tentang gerak nanopartikel magnet dibawah pengaruh medan magnet dengan metode beda hingga[6]. Sedangkan pada tahun 2015, Shashi Sharma di India dengan jurnalnya yang berjudul “*(Mathematical modelling for trajectories of magnetic nanoparticles in a blood vessel under magneticfield)*” meneliti tentang lintasan nanopartikel magnet pada pembuluh darah didalam medan magnet dengan menggunakan metode Persamaan Runge-Kutta[7]. Di dalam jurnal Shashi Sharma[7] hanya dijelaskan menggunakan Runge-Kutta dalam Persamaan untuk memperoleh posisi lintasan yang optimal, tetapi bagaimana cara mendapatkan posisi lintasan yang optimal dengan metode Runge-Kutta tidak dijelaskan secara detail. Untuk itu di tugas akhir saya ini, akan dilakukan analisis model lintasan nanopartikel secara rinci dan mensimulasikannya dengan menggunakan Matlab.

1.2. Rumusan Masalah

Berkaitan dengan latar belakang yang ada, permasalahan yang dibahas pada Tugas Akhir ini antara lain : Bagaimana model lintasan nanopartikel magnet dalam pembuluh darah dengan bantuan daerah medan magnet yang diterapkan melalui magnet silinder yang diposisikan diluar tubuh dengan menggunakan metode Runge-Kutta serta simulasi lintasan nanopartikel magnet dengan menggunakan Matlab.

1.3. Batasan Masalah

Batasan masalah yang digunakan dalam Tugas Akhir, yaitu:

1. Magnet memiliki batas tak terhingga dan berorientasi pada arah tegak lurus terhadap aliran darah (arah x).
2. Pembuluh darah berbentuk tabung silinder dengan aliran laminar partikel magnetik dalam paralel darah terhadap sumbunya.
3. Nanopartikel magnet yang digunakan adalah jenis ferromagnetik Fe_3O_4 .
4. Metode yang digunakan untuk menyelesaikan model lintasan nanopartikel magnet dalam pembuluh darah dengan bantuan daerah medan magnet adalah metode Runge-Kutta orde ke-empat.

1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan yang ingin dicapai dalam Tugas Akhir, yaitu:

1. Menganalisis model lintasan nanopartikel magnet dalam pembuluh darah dengan bantuan daerah medan magnet yang diterapkan melalui magnet silinder yang diposisikan diluar tubuh dengan menggunakan metode Runge-Kutta orde ke-empat.
2. Mensimulasikan lintasan nanopartikel magnet dengan menggunakan Matlab untuk mengoptimalkan posisi luar magnet yang dapat menangkap partikel magnetik di lokasi tumor untuk obat penargetan yang efektif.

1.5. Manfaat Penelitian

Manfaat yang diharapkan dari Tugas Akhir, yaitu:

1. Sebagai rujukan dan referensi bagi pihak medis/badan pemerintahan yang terkait dalam menyelesaikan masalah obat penargetan magnetik.
2. Kontribusi pengetahuan karakteristik tentang nanopartikel magnet untuk obat penargetan magnet yang efektif.
3. Memahami tentang aplikasi matematika pada bidang kesehatan.

4. Memahami aplikasi numerik mengenai permasalahan lintasan nanopartikel magnet pada pembuluh darah didalam medan magnet.

1.6 Sistematika Penulisan

Tugas Akhir ini secara keseluruhan terdiri dari lima bab dan lampiran. Secara garis besar masing-masing bab akan membahas hal-hal sebagai berikut:

BAB I PENDAHULUAN

Bab ini berisi latar belakang permasalahan, perumusan masalah, batasan masalah, tujuan dan manfaat penulisan serta sistematika penulisan.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini memaparkan dasar teori yang digunakan penulis dalam mengerjakan tugas akhir.

BAB III METODE PENELITIAN

Bab ini menjelaskan alur kerja dan metode yang digunakan penulis dalam mengerjakan tugas akhir.

BAB IV ANALISIS DAN PEMBAHASAN

Bab ini menyajikan analisis dari model lintasan nanopartikel magnet beserta simulasi numeriknya.

BAB V PENUTUP

Bab ini berisi kesimpulan dan saran dari penulis mengenai analisis lintasan nanopartikel magnet didalam medan pembuluh darah menggunakan metode Runge-Kutta Ordo-4 dengan bantuan medan magnet yang diposisikan diluar tubuh.

LAMPIRAN

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Dalam tugas akhir ini diperlukan tinjauan pustaka yang dapat menunjang metode yang digunakan dalam pembahasan tugas akhir ini.

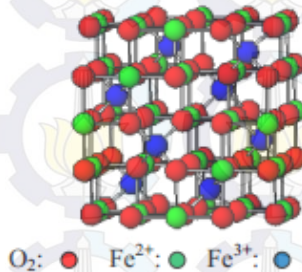
2.1. Nanopartikel Magnetik

Nanoteknologi merupakan sebuah studi tentang penguasaan materi pada atom serta ukuran molekul. Pada umumnya nanoteknologi berkaitan dengan struktur ukuran 100 nano meter atau lebih kecil minimal 1 dimensi. Satu nanometer (nm) sama dengan $10^{-9}m$. Pada dunia nanoteknologi, partikel didefinisikan sebagai sebuah objek kecil yang berperilaku sebagai satu kesatuan yang utuh dalam hal transportasi dan properti[8].

Partikel dari bahan magnetik merupakan partikel yang sering dikonversikan ke dalam ukuran nano. Hal ini dikarenakan nanopartikel magnetik dapat diaplikasikan dalam berbagai bidang misal bidang biomedis dan biomimetik. Biomedis adalah penerapan prinsip-prinsip ilmu pengetahuan alam terutama biologi dan fisiologi, untuk kedokteran klinis. Sedangkan biomimetik adalah penerapan desain alam untuk memecahkan masalah di bidang teknik, ilmu material, kedokteran serta bidang-bidang lainnya[9].

Salah satu contoh partikel dari bahan magnetik yang dapat dikonversi ke dalam ukuran nano adalah magnetit (Fe_2O_3). Magnetit (Fe_2O_3) merupakan salah satu mineral golongan besi oksida yang memiliki sifat magnetik paling kuat di alam dengan struktur kristal berbentuk kubik seperti pada Gambar 2.1. Selain dapat diperoleh dari alam yaitu dari pasir besi, pasir besi yang berukuran nanometer memiliki sifat ferromagnetik yang

dapat diaplikasikan secara luas. Bahan ini juga dapat disintesis dari bahan lain menggunakan reaksi kimia dan larutan-larutan kimia tertentu. Ada beberapa metode dalam sintesis nanopartikel magnetit (Fe_2O_3) yang dapat digunakan salah satunya metode kopresipitasi (pengendapan)[10].



Gambar 2.1 Struktur kristal magnetit (Fe_2O_3)

(Sumber : “Kontrol ukuran dan dispersitas nanopartikel besi oksida” [10])

Perubahan ukuran partikel magnetit (Fe_2O_3) akan mempengaruhi sifat-sifat yang dimilikinya. Daftar sifat fisika dan kimia dari bahan magnetit (Fe_2O_3) disajikan pada Tabel 2.1[10].

Sifat fisika	Sifat kimia
Warna : hitam	Rumus kimia :
Kilau : kusam	Unsur yang terkandung : Fe, O
Kristal magnetit tidak tembus pandang (buram)	Unsur pengotor (impuritas):
Struktur Kristal spinel	Mn, Mg, Zn, Ni, Cr, Ti, V dan Al
Tingkat kekerasan 681-792 kg/mm^2	
Kepadatan : 5,2 gr/cm^3	
Temperatur Curie (T_c) = 575 ⁰ – 585 ⁰ c	

Nanopartikel magnetit ini juga dapat digunakan sebagai pengantar obat melalui berbagai jalur pengiriman. Pengembangan penghantaran obat tertarget berfungsi untuk meningkatkan efektivitas dan efisiensi obat yang diaplikasikan, sekaligus keamanan penggunaan obat karena mencegah obat untuk bereaksi pada tempat yang tidak diharapkan. Penghantaran obat jenis ini secara umum dipahami sebagai hubungan ligan dengan ligan, ligan dengan protein, atau protein dengan protein, karena kesesuaian interaksi spesifik, yang dapat diketahui dari fenomena kimiawi tersebut. Pemanfaatan protein sebagai konjugat sistem nanopartikel adalah memanfaatkan kekhasan dari polimer protein. Polimer ini tidak terbentuk atas monomer yang terus berulang seperti halnya pada polimer secara umum. Asam amino penyusun suatu protein dapat membentuk kombinasi urutan yang tak terbatas, membentuk sifat yang sangat spesifik dari tiap protein, sehingga dapat mengadakan suatu interaksi yang sangat spesifik pula. Oleh karena itu, protein banyak digunakan sebagai konjugat dalam sistem penghantaran obat[9].

2.2 Aliran Darah Dalam Pembuluh

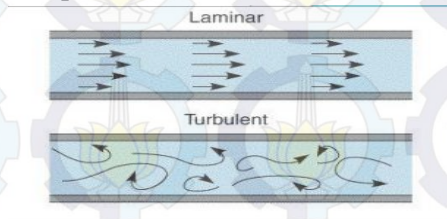
Didalam tubuh manusia, darah mengalir keseluruh bagian tubuh secara terus-menerus untuk menjamin suplai oksigen dan zat-zat nutrien lainnya agar organ-organ tubuh tetap dapat berfungsi dengan baik. Aliran darah keseluruh tubuh dapat berjalan karena adanya pemompa utama yaitu jantung dan sistem pembuluh darah sebagai alat pengalir/distribusi.

Darah merupakan cairan yang terdiri dari plasma (cairan bening) dan selsel darah (yang terdiri dari eritrosit, leukosit dan trombosit). Adanya sel-sel darah menyebabkan adanya semacam

pergeseran intern diantara lapisan yang berdampingan sehingga menyebabkan adanya sifat viskositas /kekentalan darah.

a. Aliran Darah Laminar

Bila darah mengalir dengan kecepatan tetap melalui pembuluh darah, maka darah mengalir dalam aliran laminar dengan setiap lapisan darah tetap berjarak sama dari dinding. Tipe aliran ini disebut aliran laminar atau aliran streamline, dan aliran ini berlawanan dengan aliran turbulen, di mana darah mengalir ke semua arah dalam pembuluh dan secara kontinu tercampur di dalam pembuluh.



Gambar2.2 Aliran laminar dan turbulen

(Sumber: "Experiments in High Reynolds Number Turbulent Pipe Flow"[11])

b. Aliran Darah Turbulen Pada Beberapa Keadaan

Ketika kecepatan aliran darah menjadi terlalu besar, sewaktu melewati suatu obstruksi di pembuluh, sewaktu aliran berbelok tajam, atau sewaktu mengalir melalui permukaan kasar, aliran dapat menjadi turbulen dan tidak laminar. Aliran turbulen artinya darah mengalir melintang di sepanjang pembuluh biasanya membentuk pusaran dalam darah yang disebut aliran eddy. Ini serupa dengan pusaran air yang sering kita lihat di sungai beraliran cepat pada tempat adanya hambatan. Bila terdapat aliran eddy, darah mengalir dengan tahanan yang jauh lebih besar daripada bila mengalir laminar karena aliran eddy menambah besar seluruh gesekan aliran dalam pembuluh.

Kecenderungan untuk timbulnya aliran turbulen meningkat sebanding dengan kecepatan aliran darah, sebanding dengan diameter pembuluh darah, dan berbanding terbalik dengan viskositas darah, dibagi berat jenisnya sesuai dengan persamaan berikut:

$$Re = \frac{v \cdot d}{\frac{\eta}{\rho}}$$

dimana :

Re = bilangan Reynold merupakan ukuran kecenderungan terjadinya turbulensi

v = kecepatan aliran darah (dalam sentimeter per detik)

d = diameter pembuluh darah

η = viskositas

ρ = massa jenis

Bila bilangan Reynold meningkat di atas 2000, biasanya timbul turbulensi bahkan di pembuluh yang lurus dan halus. Bilangan Reynold sangat sering meningkat sampai 2000 di beberapa arteri besar; akibatnya hampir selalu terdapat sedikit aliran turbulen di beberapa arteri, seperti pada ujung aorta dan pada cabang arteri utama[11].

2.3 Hukum Newton

Hukum Newton adalah hukum yang paling banyak digunakan dalam fisika mekanika. Ada 3 macam hukum Newton diantaranya:

Hukum Newton 1

Sebuah benda akan tetap diam atau tetap bergerak lurus beraturan jika tidak ada resultan gaya yang bekerja pada benda itu. Jadi, *jika jumlah gaya-gaya yang bekerja pada benda adalah nol, maka ada dua kemungkinan keadaan benda yaitu benda*

dalam keadaan diam atau benda sedang bergerak dengan kecepatan benda konstan.

$$\sum \vec{F} = 0 \quad (2.1)$$

Hukum Newton II

Bila ada resultan gaya yang timbul pada sebuah benda, dapat dipastikan benda tersebut akan bergerak dengan suatu percepatan tertentu. Bila benda semula dalam keadaan diam akan bergerak dipercepat dengan percepatan tertentu, sedangkan bila benda semula bergerak dengan kecepatan tetap akan berubah menjadi gerak dipercepat atau diperlambat. *Resultan gaya yang bekerja pada benda yang bermassa konstan adalah setara dengan hasil kali massa benda dengan percepatannya.* Pernyataan inilah yang dikenal sebagai hukum II Newton. Secara matematis hukum tersebut dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$\sum \vec{F} = m \cdot \vec{a} \quad (2.2)$$

Keterangan:

$\sum \vec{F}$ = jumlah gaya netto (N)

m = Massa (kg)

a = percepatan (m/s^2)

Hukum Newton III

Hukum III Newton mengungkapkan bahwa, *gaya-gaya aksi dan reaksi oleh dua buah benda pada masing-masing benda adalah sama besar dan berlawanan arah.*

Penekanan pada hukum ini adalah adanya dua benda, dalam arti gaya aksi diberikan oleh benda pertama, sedangkan gaya reaksi diberikan oleh benda kedua. Hukum ini dikenal sebagai hukum aksi-reaksi, dan secara matematis dapat di tuliskan sebagai berikut:

$$\sum F_{aksi} = - \sum F_{reaksi}$$

Yang menjadi penekanan dalam hukum ini adalah bahwa gaya aksi dan gaya reaksi yang terjadi adalah dari dua benda yang berbeda, bukan bekerja pada satu benda yang sama. Gaya berat dan gaya normal pada sebuah buku yang tergeletak di meja bukan merupakan pasangan gaya aksi-reaksi[12].

2.4 Gaya Magnet

Gaya magnet pada partikel pembawa tergantung pada volume nanopartikel magnetik pembawanya. Hal ini dapat didefinisikan sebagai fraksi volume partikel magnet. Gaya magnet juga tergantung pada bentuk partikel pembawanya.

2.4.1 Magnet

Tahun 1820 Oersted menyatakan: arus dalam kawat dapat menghasilkan efek – efek magnetik yaitu mengubah orientasi jarum kompas. Medan magnet didefinisikan sebagai ruang disekitar magnet atau konduktor yang mengangkut arus. Vektor medan magnet \vec{B} secara kuantitatif dinyatakan dengan induksi magnet. Induksi magnet dinyatakan dengan garis – garis induksi[13].

- a) Garis singgung, garis induksi disetiap titik adalah arah \vec{B} tersebut
- b) Banyaknya garis persatuan luas penampang yang tegak lurus garis-garis tersebut sebanding dengan \vec{B} .

1. Induksi Magnetik

Induksi magnetik (\vec{B}) dapat didefinisikan melalui efek medan magnet terhadap benda[13], misalnya muatan yang bergerak karena ada medan magnet. Muatan uji $+q_0$ ditembakkan melalui titik P (dijadikan titik asal koordinat cartesian 3-dimensi) dengan kecepatan \vec{v} . Maka ada gaya (yang bersifat membelokan

muatan uji) yang tegak lurus \vec{v} . Gaya tersebut bekerja terhadap muatan uji, hanya jika ada medan magnet.

Jika arah \vec{B} diubah (namun tetap melalui P) maka arah F berubah, walaupun masih tegak lurus \vec{v} . Untuk dua arah \vec{v} tertentu (dua arah yang berlawanan) diperoleh harga $F = 0$, misal adalah arah \vec{B} . Setelah arah \vec{B} diperoleh arahkan \vec{v} supaya muatan uji q_0 bergerak dalam arah tegak lurus \vec{B} dalam hal ini diperoleh F_{maks} . Besar \vec{B} didefinisikan sebagai [13]:

$$B = \frac{F_{maks}}{q_0 v} = \frac{F_{\perp}}{q_0 v}; \text{ yaitu } \vec{v} \perp \vec{B}$$

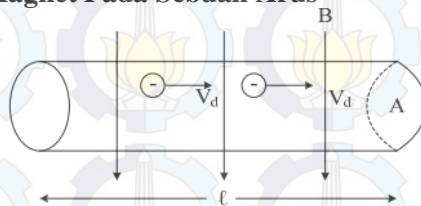
Jika muatan uji q_0 ditempatkan di titik P dan jika sebuah gaya listrik \vec{F} bekerja pada muatan uji tersebut, maka ada gaya listrik \vec{E} yang memenuhi hubungan [13]:

$$\vec{F} = q_0 \vec{E}$$

dengan satuan $\vec{B} = \frac{\text{newton}}{(\text{coulomb})(\text{ms}^{-1})} = \frac{\text{newton}}{(\text{amp})(\text{m})} = \text{tesla}(T) = \frac{wb}{m^2}$

$$\text{tesla} = 1 \left(\frac{wb}{m^2} \right) = 10^4 \text{ gauss.}$$

2. Gaya Magnet Pada Sebuah Arus



Gambar 2.3 Gerak elektron didalam silinder tabung

(Sumber: “Hukum Newton tentang gerak dan gravitasi” [12])

Arus adalah kumpulan muatan yang bergerak. Jika n adalah banyaknya elektron persatuan volume, maka rapat arusnya [13]:

$$j = nq_e v_d$$

$$v_d = \frac{j}{nq_e}$$

Elektron yang bergerak dengan kecepatan $\vec{v}_d \perp \vec{B}$ akan memperoleh gaya magnet[13]:

$$F = q_e v_d B = q_e \frac{j}{nq_e} B = \frac{jB}{n} \quad (2.3)$$

$$n = \mu_0 r / \eta . c . A$$

Karena dalam konduktor ada $n . volume = nAl$ elektron, maka:

$$V = A . l$$

$$Aj = i$$

$$F = Aln \frac{jB}{n} = ilB$$

Ini hanya berlaku jika $\vec{l} \perp \vec{B}$

secara umum : $\vec{F} = i \vec{l} \times \vec{B}$ atau $d\vec{F} = id\vec{l} \times \vec{B}$

2.4.2 Persamaan Maxwell

Apabila ada medan magnetik yang berubah-ubah maka akan timbul medan listrik. Begitu juga apabila didalam ruang terdapat medan listrik yang berubah-ubah maka disana akan timbul pula medan magnetik. Persamaan Maxwell dirumuskan dalam besaran medan magnet B dan medan listrik E . Seluruh persamaan Maxwell terdiri dari empat Persamaan medan, yang masing-masing dapat dipandang sebagai hubungan antara medan dan distribusi sumber, baik sumber muatan ataupun sumber arus[14].

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{j} = \left(\frac{1}{c} \right) \frac{\partial E}{\partial t}$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0$$

$$\vec{B} = \mu_0 \vec{H}$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\left(\frac{1}{c}\right) \frac{\partial H}{\partial t} \quad (2.4)$$

Persamaan Maxwell pertama merupakan ungkapan dari hukum Gauss, yang menyatakan bahwa: “ *Jumlah garis gaya medan listrik yang menembus suatu permukaan tertutup, sebanding dengan jumlah muatan yang dilingkupi permukaan tersebut.*”

Persamaan Maxwell kedua merupakan Hukum Gauss magnetik, yang menyatakan “*fluks medan magnetik yang menembus suatu permukaan tertutup sama dengan nol, tidak ada sumber medan berupa muatan magnetik.*” Atau dengan kata lain,” *garis gaya medan magnet selalu tertutup, tidak ada muatan magnet monopole*”.

Persamaan Maxwell ketiga merupakan ungkapan Hukum Faraday-Lenz, yang menyatakan bahwa “*pengaruh medan magnet yang berubah dengan waktu*”.

Persamaan Maxwell keempat merupakan Hukum Ampere.

2.4.3 Bahan Ferromagnetik

Bahan magnetik ada tiga macam yaitu paramagnetik, diamagnetik dan ferromagnetik. Bahan paramagnetik dan bahan diamagnetik yang mempunyai harga konstanta magnetik K_m sangat dekat dengan angka satu, sedikit lebih besar dari satu untuk bahan paramagnetik dan sedikit lebih kecil dari satu untuk bahan diamagnetik. Tetapi logam-logam besi, nikel dan kobalt serta sejumlah logam campuran menunjukkan sifat sangat berbeda, yaitu harga K_m bisa sangat besar dan tidak konstan melainkan merupakan fungsi dari medan H . Bahkan harga K_m tidak tunggal pada medan yang sama melainkan bergantung pada harga H sebelumnya, peristiwa ini dinamakan *hysteresis*. Bahan demikian dinamakan bahan ferromagnetik.

- a. Bahan diamagnetik $K_m < 1, X_m < 0$ konstan dan harga tunggal

- b. Bahan paramagnetik $K_m > 1, X_m > 0$ konstan dan harga tunggal
- c. Bahan ferromagnetic $K_m \gg 1, X_m \gg 0$ fungsi H dan *hysteresis*

Di dalam suatu sistem yang mengandung bahan ferromagnetik maka garis medan magnetiknya cenderung mengumpul didalam atau tertarik ke dalam bahan tersebut, karena besarnya harga suseptibilitas bahan ferromagnetik. Disaat itu pula medan magnetiknya selalu membentuk garis-garis tertutup. Apabila suatu bahan magnetik yang berbentuk rangkaian tertutup atau cincin yang dililiti oleh suatu kumparan arus, maka medan magnetik yang terjadi seluruhnya akan berada didalam bahan tersebut.

Bahan ferromagnetik mempunyai sifat khusus yaitu k yang mempunyai harga sangat besar, bahkan menunjukkan gejala *hysteresis*. Bahan tersebut terdiri atas bagian-bagian kecil (misalnya antara 10^{-6} sampai 10^{-2} cm^3) yang masing-masing mempunyai magnetisasi yang jenuh, artinya semua atomnya momen magnetik yang sejajar[13,15].

2.5 Gaya Fluida

Jika ada partikel yang mengalir didalam suatu aliran fluida dan ada tekanan yang menghambat jalannya partikel, maka akan menimbulkan gaya yaitu gaya fluida.

2.5.1 Definisi Fluida

Definisi yang lebih tepat untuk membedakan zat padat dengan fluida adalah dari karakteristik deformasi yang terbatas ketika menerima atau mengalami suatu gaya geser sedangkan fluida memperlihatkan fenomena sebagai zat yang terus menerus berubah bentuk apabila mengalami tekanan geser dengan kata lain

yang dikategorikan fluida adalah suatu zat yang tidak mampu menahan tekanan geser tanpa berubah bentuk.

2.5.2 Beberapa Istilah Dalam Mekanika Fluida

1. Kerapatan (density)

Kerapatan adalah Jumlah/kwantitas suatu zat pada suatu unit volume density dapat dinyatakan dalam tiga bentuk:

- a. Massa jenis (ρ) satuan dalam SI adalah (kg/m^3)
- b. Berat spesifik (γ) = $\rho \cdot g$, satuan dalam SI adalah ($\frac{N}{m^3}$) dimana g adalah percepatan gravitasi ($\approx 9.81 m/s^2$)
- c. Spesifik gravity (s.g) merupakan perbandingan antara density dengan berat spesifik suatu zat terhadap density atau berat spesifik suatu standard zat (umumnya terhadap air). Jadi s.g tidak mempunyai satuan.

2. Viskositas

Viskositas suatu fluida merupakan ukuran ketahanan suatu fluida terhadap deformasi atau perubahan bentuk. Viskositas (kekentalan) dapat dianggap sebagai gesekan pada fluida. Karena adanya viskositas maka untuk menggerakkan benda di dalam fluida diperlukan suatu gaya yaitu gaya fluida[14].

2.5.3 Hukum Stokes

Misalkan fluida ideal yang viskositasnya nol mengalir melewati sebuah bola atau sebuah bola bergerak di dalam fluida yang diam. Garis-garis fluida akan membentuk pola simetris sempurna disekeliling bola. Tekanan terhadap sembarang titik pada permukaan bola yang menghadap arah aliran dayan tepat sama dengan tekanan pada arah hilir aliran. Resultan gaya bernilai nol jika fluida memiliki viskositas, karena akan menimbulkan gaya gesekan terhadap bola itu yang disebut gaya Stokes. Misalkan jari-jari bola koefisien viskositas fluida η , dan

kecepatan relatif bola terhadap fluida v , secara matematis besarnya gaya stokes di rumuskan :

$$F_s = 6\pi\eta r v \quad (2.5)$$

persamaan diatas pertama kali dirumuskan oleh Sir George Stokes pada tahun 1845, sehingga disebut juga Hukum Stokes.

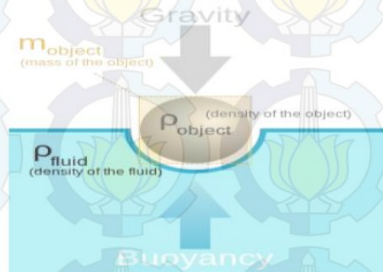
2.6 Gaya Apung

Gaya apung adalah gaya ke atas yang dikerjakan oleh fluida yang melawan berat dari benda yang direndam. Pada sebuah kolom fluida, tekanan meningkat seiring dengan bertambahnya kedalaman sebagai hasil dari akumulasi berat air di atasnya. Perbedaan tekanan ini merupakan gaya resultan yang cenderung mempercepat pergerakan benda ke atas atau menjadikan percepatan ke bawah dari suatu benda berkurang hingga nol dan mencapai kelajuan terminal. Besarnya gaya apung sebanding dengan besarnya beda tekanan antara permukaan dan dasar kolom, dan setara dengan berat fluida yang terpindahkan (*displacement*), sehingga benda yang memiliki massa jenis lebih besar dari fluida akan tenggelam dan massa jenis bendanya lebih rendah dari fluida[14].

Gaya apung yang terjadi pada partikel tersebut dipengaruhi oleh gaya gravitasi didalam viskositas fluida. Besarnya gayatersebut dapat dihitung dengan menggunakan rumus sebagai berikut:

$$F_b = V_p(\rho_p - \rho_f)g \quad (2.6)$$

dengan ρ_p dan ρ_f adalah massa jenis partikel dan fluida[14].



Gambar 2.4: Gaya pada bola di air
(Sumber: “Mekanika Fluida” [14])

2.7 Metode Numerik

Teknik yang digunakan untuk memformulasikan persoalan matematika sehingga dapat dipecahkan dengan operasi perhitungan biasa disebut metode numerik. Perhitungan dalam metode numerik berupa operasi aritmatika dan dilakukan berulang kali, sehingga dapat mempercepat computer dalam proses perhitungan tanpa membuat kesalahan. Di dalam ilmu matematika ada beberapa macam metode numerik diantaranya metode beda hingga dan metode Runge-kutta [17].

2.7.1 Metode Beda Hingga

Penggunaan metode beda hingga dilakukan dengan cara mengganti koefisien persamaan differensial dengan koefisien beda, skema beda merupakan suatu pendekatan dari suatu derivatif pada suatu titik. Metode ini digunakan untuk memecahkan persamaan diferensial parsial secara numerik, dengan menggunakan deret Taylor yang diputus pada orde tertentu sesuai kebutuhan yang ada. Sebagai contoh uraian deret Taylor adalah:

$$f(x + \Delta x) = f(x) + \frac{\Delta x}{1!} f'(x) + \frac{\Delta x^2}{2!} f''(x) + \dots$$

$$f(x - \Delta x) = f(x) - \frac{\Delta x}{1!} f'(x) + \frac{\Delta x^2}{2!} f''(x) - \dots$$

Bila diferensialnya sampai dengan orde 2 $\frac{\partial^2 f}{\partial x^2}$, maka uraian deret Taylor sampai orde 2 kemudian dijumlahkan :

$$f''(x) = \frac{f(x + \Delta x) - 2f(x) + f(x - \Delta x)}{\Delta x^2}$$

Metode ini akan membuat pendekatan terhadap harga-harga yang tidak diketahui pada setiap titik secara diskrit. Dimulai dengan pemodelan dari suatu benda dengan membagibagi dalam grid atau kotak-kotak kecil yang secara keseluruhan masih memiliki sifat yang sama dengan benda utuh sebelum terbagi menjadi bagian-bagian yang kecil. Sistem dibagi menjadi sejumlah subluas yang kecil dan memberi nomor acuan kepada setiap subluas.

2.7.2 Metode Runge Kutta

Metode Runge-Kutta adalah alternatif lain dari metode Taylor yang tidak membutuhkan perhitungan turunan. Metode ini berusaha mendapatkan derajat ketelitian yang lebih tinggi dan sekaligus menghindarkan keperluan mencari turunan yang lebih tinggi dengan jalan mengevaluasi fungsi $f(x, y)$ pada titik terpilih dalam setiap selang langkah. Metode Runge-Kutta merupakan metode yang paling populer digunakan untuk mencari solusi persamaan differensial Biasa karena banyak dipakai dalam praktek apapun yang membutuhkan penyelesaian secara numerik.

Bentuk umum metode Runge-Kutta orde- n yaitu : Pada metode ini nilai k sebelumnya digunakan. Perhitungan x dan y bergantian.

$$x_{n+1} = x_n + \frac{1}{6} (k_{1,x} + 2k_{2,x} + 2k_{3,x} + k_{4,x}) \quad (2.7)$$

dengan

$$k_{1,x} = hf(t_0, x_0)$$

$$k_{2,x} = hf\left(t_0 + \frac{h}{2}, x_0 + \frac{k_{1,x}}{2}\right)$$

$$k_{3,x} = hf\left(t_0 + \frac{h}{2}, x_0 + \frac{k_{2,x}}{2}\right)$$

$$k_{4,x} = hf(t_0 + h, x_0 + k_{3,x})$$

dan

$$y_{n+1} = y_n + \frac{1}{6}(k_{1,y} + 2k_{2,y} + 2k_{3,y} + k_{4,y}) \quad (2.8)$$

dengan

$$k_{1,y} = hf(t_0, y_0)$$

$$k_{2,y} = hf\left(t_0 + \frac{h}{2}, y_0 + \frac{k_{1,y}}{2}\right)$$

$$k_{3,y} = hf\left(t_0 + \frac{h}{2}, y_0 + \frac{k_{2,y}}{2}\right)$$

$$k_{4,y} = hf(t_0 + h, y_0 + k_{3,y})$$

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Metodologi penelitian digunakan sebagai acuan sehingga penelitian dapat berjalan secara sistematis. Pada bab ini akan diuraikan metode yang digunakan dalam penelitian ini secara rinci, antara lain :

3.1 Studi Literatur

Pada Tahap ini melakukan identifikasi permasalahan dan mencari referensi yang menunjang penelitian. Referensi yang dipakai adalah buku-buku literatur, jurnal ilmiah, tugas akhir atau thesis yang berkaitan dengan permasalahan, maupun artikel dari internet, selain itu mempelajari lebih mendalam mengenai nanopartikel magnet, pengaruh gaya-gaya yang terjadi pada nanopartikel magnet didalam pembuluh darah serta mendalami metode yang digunakan untuk menganalisis lintasan nanopartikel magnet yang terjadi didalam pembuluh darah.

3.2 Tahap Menganalisis Model Lintasan Nanopartikel Magnet

Pada tahap ini dilakukan analisis terhadap model lintasan nanopartikel magnet didalam pembuluh darah dengan bantuan medan magnet yang diposisikan diluar tubuh sehingga dapat mengoptimalkan penargetan obat ke tempat sasaran.

3.3 Penyelesaian secara numerik dengan menggunakan metode Runge-Kutta

Pada tahap ini akan dilakukan pemodelan lintasan nanopartikel magnet dengan tahapan sebagai berikut :

- a. Menentukan gaya yang digunakan dalam nanopartikel magnet dengan aturan hukum Newton kedua sehingga diperoleh gaya magnet, gaya fluida dan gaya apung dengan Persamaan :

$$\sum F_{ext} = F_m + F_f + F_b$$

- b. Menentukan persamaan gaya magnet pada nanopartikel magnet yang dihasilkan dari penguraian gaya magnet terhadap sumbu x dan sumbu z sehingga diperoleh hasil dengan Persamaan sebagai berikut :

$$F_{mx}(x, z) = \mu_0 V_p \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[H_x(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial x} + H_x(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial z} \right]$$

dan

$$F_{mz}(x, z) = \mu_0 V_p \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[H_x(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial x} + H_x(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial z} \right]$$

- c. Menentukan persamaan gaya magnet pada nanopartikel magnet jika diketahui

$$H(x, z) = H_x(x, z) + H_z(x, z)$$

dengan

$$H_x(x, z) = \frac{M_s R_m^2 [(x+d)^2 - z^2]}{2[(x+d)^2 + z^2]^2} \text{ dan } H_z(x, z) = \frac{M_s R_m^2 2(x+d)z}{2[(x+d)^2 + z^2]^2}$$

Sehingga diperoleh persamaan baru yang mengandung komponen M_s , R_m dan d yaitu magnetisasi dari magnet, jari-jari magnet dan jarak dari nanopartikel magnet dengan pusat magnet.

- d. Menentukan persamaan gaya fluida dengan menggunakan hukum Stokes sehingga diperoleh kecepatan partikel dan kecepatan fluida dengan Persamaan sebagai berikut :

$$F_{fx} = 6\pi\eta R_p v_{p,x}$$

$$F_{fz} = 6\pi\eta R_p (v_{p,z} - 2\bar{v}_f) \left(1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right)$$

- e. Menentukan persamaan gaya apung yang terjadi akibat gaya gravitasi pada fluida sehingga diperoleh Persamaan sebagai berikut :

$$F_b = V_p(\rho_p - \rho_f)g$$

- f. Menentukan Persamaan kecepatan partikel terhadap sumbu x dan sumbu z.

$$v_{p,x} = \frac{1}{3\eta}\mu_0 R_p^2 M_s^2 R_m^4 \frac{d}{(d^2 + z^2)^3} - \frac{2}{9\eta} R_p^2 (\rho_p - \rho_f)g$$

$$v_{p,z} = \frac{1}{3\eta}\mu_0 R_p^2 M_s^2 R_m^4 \frac{z}{(d^2 + z^2)^3} - 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right]$$

- g. Melakukan Perhitungan posisi lintasan dari sumbu x dan z dengan metode Runge-Kutta orde ke-empat.
- h. Menentukan jarak posisi lintasan nanopartikel magnet dengan pembuluh darah dari sumbu x dan z yang tepat sasaran.

Pada tahap ini dilakukan penyelesaian numerik model lintasan nanopartikel magnet dengan metode Runge-Kutta orde ke-empat yang telah diperoleh dari kecepatan nanopartikel magnet didalam pembuluh darah.

3.4 Analisis Hasil Simulasi

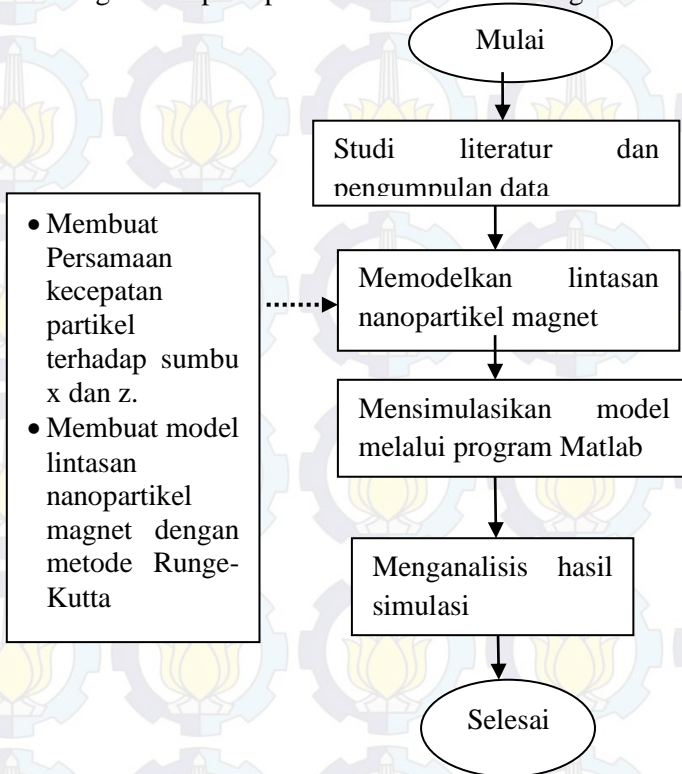
Pada tahap ini dilakukan simulasi untuk menggambarkan hasil dari penyelesaian numerik dengan menggunakan metode Runge-Kutta pada model lintasan nanopartikel magnet yang telah diperoleh dari kecepatan nanopartikel magnet didalam pembuluh darah.

3.5 Kesimpulan dan Saran

Setelah dilakukan analisis dan pembahasan maka dapat ditarik suatu kesimpulan dan saran sebagai masukan untuk pengembangan penelitian lebih lanjut.

3.6 Skema Menyelesaikan Model Lintasan Nanopartikel Magnetik

Skema ini dimaksudkan untuk memudahkan dalam pengerjaan Tugas Akhir agar lebih sistematis. Skema yang digunakan pada penelitian ini adalah sebagai berikut :



Gambar 3.1 Skema dalam menyelesaikan model lintasan nanopartikel magnetik

BAB IV

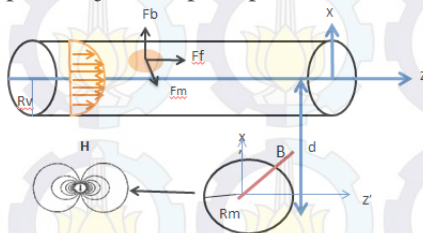
ANALISIS DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini dibahas mengenai model lintasan nanopartikel magnetik pada pembuluh darah di dalam medan magnet, sehingga dapat mengoptimalkan posisi luar magnet yang dapat menangkap partikel magnetik di lokasi tumor untuk obat penargetan yang efektif dan penyelesaian numerik dengan menggunakan metode Runge-Kutta orde-empat serta analisis hasil simulasinya.

4.1 Analisis Gaya yang Digunakan Pada Nanopartikel Magnet di dalam Pembuluh Darah

Nanopartikel magnetik sangat penting dalam pengantaran obat secara intravena sehingga dapat melewati pembuluh darah terkecil secara aman. Ketika partikel magnetik yang memiliki suspensi homogen disuntikan pada penderita menuju daerah penargetan magnet di dalam pembuluh darah. Partikel-partikel homogen tersebut secara bersamaan mengalami gaya magnet, gaya fluida dan gaya apung akibat dari gaya gravitasi[4,7,13,14].

Proses jalannya obat yang mengandung nanopartikel magnet didalam pembuluh darah dengan bantuan medan magnet di luar tubuh dapat disajikan seperti pada Gambar (4.1):



Gambar 4.1 Nanopartikel didalam pembuluh darah

Gambar (4.1) menunjukan aliran nanopartikel di dalam pembuluh darah dengan membentuk aliran laminar dan

menghasilkan gaya magnet, gaya fluida dan gaya apung yang dipengaruhi oleh gravitasi. Dengan adanya interaksi dari gaya tarik magnet dan kekentalan untuk nanopartikel magnetik yang dapat memprediksi lintasan gerak partikel magnetik dalam medan magnet dan cairan kental ambien dengan menggunakan hukum Newton kedua:

$$m_p \frac{dv_p}{dt} = \sum F_{ext}$$

Karena hasil dari $m_p \frac{dv_p}{dt}$ sangat kecil dan mendekati nol maka persamaan menjadi :

$$\sum F_{ext} = 0$$

dan diperoleh dengan

$$\sum F_{ext} = F_m + F_f + F_b$$

$$F_m + F_f + F_b = 0 \quad (4.1)$$

dimana m_p dan v_p adalah massa partikel dan kecepatan partikel, sementara F_{ext} adalah semua gaya luar yang bekerja pada gerak nanopartikel yaitu gaya magnet (F_m), gaya fluida (F_f) dan gaya apung (F_b).

4.1.1 Menentukan Persamaan Gaya Magnet yang Bekerja pada Nanopartikel

Jika partikel magnetik tersuspensi dalam cairan dengan permeabilitas μ_0 , gaya yang dialami oleh partikel magnetik dalam medan magnet H adalah gaya magnetik. Berdasarkan Persamaan (2.3) dan Persamaan Maxwell 1-4 (2.4), maka akan diperoleh perhitungan gaya magnet sebagai berikut:

$$\vec{F}_m = qv\vec{B}$$

$$\begin{aligned}
&= q \frac{j}{nq} \vec{B} \\
&= \frac{j}{n} \vec{B} \\
&= \frac{\nabla \times \vec{H}}{n} \mu_0 \vec{H} \\
&= \frac{1}{n (\cos 0)} \mu_0 \vec{H} \\
&= \frac{1}{\mu_0 R_p / \eta \cdot c \cdot A} \frac{\nabla \cdot \vec{H}}{1} \mu_0 \vec{H} \\
&= \frac{\eta \cdot c \cdot A}{R_p} (\nabla \cdot \vec{H}) \vec{H} \\
&= \frac{\eta \cdot c \cdot 4\pi R_p^2}{R_p} (\nabla \cdot \vec{H}) \vec{H} \\
&= \eta \cdot c \cdot 4\pi R_p (\nabla \cdot \vec{H}) \vec{H}
\end{aligned}$$

dan $c = \frac{R_p^2 \mu_0 X_p}{9\eta \left(1 + \frac{X_p}{3}\right)}$ adalah besarnya koefisien hanyut magnetik pada nanopartikel jenis feromagnetik dengan X_p adalah kerentangan magnetik pada partikel yang bertipe feromagnetik dan μ_0 adalah permiabilitas ruang hampa dengan besarnya $4\pi \times 10^{-7} \text{ N/A}^2$. Besarnya gaya magnet pada partikel feromagnetik selalu dari rendah kemedan magnet yang lebih tinggi dan sebanding dengan gradien intensitas medan magnet kuadrat. Sehingga Persamaan gaya magnet yang diperoleh adalah:

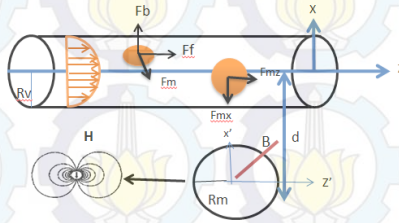
$$\begin{aligned}
\vec{F}_m &= 4\pi R_p \left(\frac{R_p^2}{9\eta} \frac{\mu_0 X_p}{1 + \frac{X_p}{3}} \right) \eta (\nabla \cdot \vec{H}) \vec{H} \\
&= 4\pi R_p \left(\frac{R_p^2}{9\eta} \frac{3\mu_0 X_p}{(3 + X_p)} \right) \eta (\nabla \cdot \vec{H}) \vec{H} \\
&= \frac{4\pi R_p^3}{3} \frac{\mu_0 X_p}{(3 + X_p)} (\nabla \cdot \vec{H}) \vec{H}
\end{aligned}$$

dengan $\frac{4\pi R_p^3}{3} = V_P$ (volume partikel) maka Persamaan gaya magnet adalah:

$$\begin{aligned}\vec{F}_m &= V_P \frac{\mu_0 X_p}{(3 + X_p)} (\nabla \cdot \vec{H}) \vec{H} \\ &= \mu_0 V_P \frac{X_p}{(3 + X_p)} (\nabla \cdot \vec{H}) \vec{H}\end{aligned}\quad (4.2)$$

dengan $H(x, z) = H_x(x, z)\vec{x} + H_z(x, z)\vec{z}$,

Medan magnet pada sumbu x - z tidak berubah karena karakteristik non - Newtonian darah, seperti pada Gambar (4.3):



Gambar 4.3 Sistem kerja gaya magnet pada nanopartikel magnet dengan medan magnet diluar tubuh.

Sehingga gaya magnetik total yang terjadi pada nanopartikel pembawa magnet diberikan oleh:

$$\vec{F}_m = F_{mx}\vec{x} + F_{mz}\vec{z}$$

dengan F_{mx} adalah gaya magnetik yang dihasilkan dari penguraian sumbu x dan F_{mz} adalah gaya magnetik yang dihasilkan dari penguraian sumbu z. sehingga, hasil dari penguraian tersebut dikelompokkan menjadi komponen-komponen gaya magnetik yang dirumuskan sebagai berikut:

$$\begin{aligned}F_{mx}\vec{x} &= F_{mx}(x, z) = \mu_0 V_P \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[H_x(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial x} + H_z(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial z} \right] \\ F_{mz}\vec{z} &= F_{mz}(x, z) = \mu_0 V_P \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[H_x(x, z) \frac{\partial H_z(x, z)}{\partial x} + H_z(x, z) \frac{\partial H_z(x, z)}{\partial z} \right]\end{aligned}\quad (4.3)$$

Sedangkan medan magnet pada silinder magnet yang tidak terbatas dan tegak lurus terhadap sumbu-sumbunya dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$H_x(x, z) = \frac{M_s R_m^2 [(x+d)^2 - z^2]}{2[(x+d)^2 + z^2]^2}$$

$$H_z(x, z) = \frac{M_s R_m^2 2(x+d)z}{2[(x+d)^2 + z^2]^2} \quad (4.4)$$

Sementara untuk memperoleh turunan parsial dari medan magnet terhadap sumbu x dan z, maka dapat dilakukan perhitungan sebagai berikut:

$$\begin{aligned} & \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial x} \\ &= \frac{M_s R_m^2}{2} \left(\frac{2(x+d)[(x+d)^2 + z^2]^2 - [(x+d)^2 - z^2]2[(x+d)^2 + z^2]2(x+d)}{[(x+d)^2 + z^2]^4} \right) \\ &= \frac{M_s R_m^2}{2} \left(\frac{2(x+d)[(x+d)^2 + z^2] - 4[(x+d)^2 - z^2](x+d)}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \right) \\ &= \frac{M_s R_m^2}{2} \frac{2(x+d)[(x+d)^2 + z^2] - 2[(x+d)^2 - z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \\ &= M_s R_m^2 \frac{(x+d)[(x+d)^2 + z^2 - 2(x+d)^2 + 2z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \\ &= M_s R_m^2 \frac{(x+d)[- (x+d)^2 + 3z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \\ &= -M_s R_m^2 \frac{(x+d)[(x+d)^2 - 3z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \quad (4.5a) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial z} \\ &= \frac{M_s R_m^2 - 2z[(x+d)^2 + z^2]^2 - [(x+d)^2 - z^2]2[(x+d)^2 + z^2]2z}{2[(x+d)^2 + z^2]^4} \\ &= -\frac{M_s R_m^2}{2} \frac{2z[(x+d)^2 + z^2]^2 + [(x+d)^2 - z^2]2[(x+d)^2 + z^2]2z}{[(x+d)^2 + z^2]^4} \\ &= -\frac{M_s R_m^2}{2} \frac{2z[(x+d)^2 + z^2] + 4z[(x+d)^2 - z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \\ &= -M_s R_m^2 \frac{z[(x+d)^2 + z^2 + 2(x+d)^2 - 2z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \\ &= -M_s R_m^2 \frac{z[3(x+d)^2 - z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \quad (4.5b) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \frac{\partial H_z(x, z)}{\partial x} \\
&= M_s R_m^2 \frac{z[(x+d)^2 + z^2]^2 - (x+d)z2[(x+d)^2 + z^2]2(x+d)}{[(x+d)^2 + z^2]^4} \\
&= M_s R_m^2 \frac{z[(x+d)^2 + z^2 - 4(x+d)^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \\
&= M_s R_m^2 \frac{z[z^2 - 3(x+d)^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \tag{4.5c}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial H_z(x, z)}{\partial z} &= M_s R_m^2 \frac{(x+d)[(x+d)^2 + z^2]^2 - (x+d)z2[(x+d)^2 + z^2]2z}{[(x+d)^2 + z^2]^4} \\
&= M_s R_m^2 \frac{(x+d)[(x+d)^2 + z^2] - 4z^2(x+d)}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \\
&= M_s R_m^2 \frac{(x+d)[(x+d)^2 + z^2 - 4z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \\
&= M_s R_m^2 \frac{(x+d)[(x+d)^2 - 3z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \tag{4.5d}
\end{aligned}$$

Dengan menggunakan Persamaan (4.3), (4.4), dan (4.5) maka Persamaan (4.1) dan (4.2) menjadi :

$$\begin{aligned}
F_{mx}(x, z) &= \mu_0 V_p \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[H_x(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial x} + H_z(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial z} \right] \\
F_{mx}(x, z) &= \mu_0 V_p \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[\left(\frac{M_s R_m^2 [(x+d)^2 - z^2]}{2[(x+d)^2 + z^2]^2} \right) \left(-M_s R_m^2 \frac{(x+d)[(x+d)^2 - 3z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \right) \right. \\
&\quad \left. + \left(\frac{M_s R_m^2 2(x+d)z}{2[(x+d)^2 + z^2]^2} \right) \left(-M_s R_m^2 \frac{z[3(x+d)^2 - z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \right) \right]
\end{aligned}$$

Misal $(x+d) = p$, maka :

$$\begin{aligned}
F_{mx}(x, z) &= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[\left(\frac{p^2 - z^2}{2(p^2 + z^2)^2} \right) \left(\frac{p(p^2 - 3z^2)}{(p^2 + z^2)^3} \right) \right. \\
&\quad \left. + \left(\frac{2pz}{2(p^2 + z^2)^2} \right) \left(\frac{z(3p^2 - z^2)}{(p^2 + z^2)^3} \right) \right] \\
&= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[\left(\frac{p^5 - 3p^3 z^2 - p^3 z^2 + 3p z^4}{2(p^2 + z^2)^5} \right) + \left(\frac{6p^3 z^2 - 2p z^4}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \right]
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
&= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{p^5 - 3p^3 z^2 - p^3 z^2 + 3pz^4 + 6p^3 z^2 - 2pz^4}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \\
&= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{p^5 - 3p^3 z^2 - p^3 z^2 + 3pz^4 + 6p^3 z^2 - 2pz^4}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \\
&= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{p^5 + 2p^3 z^2 + pz^4}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \\
&= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{p(p^4 + 2p^2 z^2 + z^4)}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \\
&= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{p(p^2 + z^2)^2}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \\
&= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{p}{2(p^2 + z^2)^3} \right) \tag{4.6}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
F_{mz}(x, z) &= \mu_0 V_p \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[H_x(x, z) \frac{\partial H_z(x, z)}{\partial x} + H_z(x, z) \frac{\partial H_x(x, z)}{\partial z} \right] \\
&= \mu_0 V_p \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[\left(\frac{M_s R_m^2 [(x+d)^2 - z^2]}{2[(x+d)^2 + z^2]^2} \right) \left(M_s R_m^2 \frac{z[z^2 - 3(x+d)^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \right) \right. \\
&\quad \left. + \left(\frac{M_s R_m^2 2(x+d)z}{2[(x+d)^2 + z^2]^2} \right) \left(M_s R_m^2 \frac{(x+d)[(x+d)^2 - 3z^2]}{[(x+d)^2 + z^2]^3} \right) \right]
\end{aligned}$$

Misal $(x + d) = p$, maka :

$$\begin{aligned}
F_{mz}(x, z) &= \mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[\left(\frac{p^2 - z^2}{2(p^2 + z^2)^2} \right) \left(\frac{z(z^2 - 3p^2)}{(p^2 + z^2)^3} \right) \right. \\
&\quad \left. + \left(\frac{2pz}{2(p^2 + z^2)^2} \right) \left(\frac{p(p^2 - 3z^2)}{(p^2 + z^2)^3} \right) \right] \\
&= \mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left[\left(\frac{p^2 - z^2}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \right. \\
&\quad \left. + \left(\frac{2zp^2(p^2 - 3z^2)}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \right] \\
&= \mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{p^2 z^3 - 3p^4 z - z^5 + 3p^2 z^3 + 2p^4 z - 6p^2 z^3}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \\
&= \mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{-z^5 - 2p^2 z^3 - p^4 z}{2(p^2 + z^2)^5} \right)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
&= \mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{-z(z^4 + 2p^2 z^2 + p^4)}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \\
&= \mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{-z(p^2 + z^2)^2}{2(p^2 + z^2)^5} \right) \\
&= \mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{-z}{2(p^2 + z^2)^3} \right) \\
&= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{z}{2(p^2 + z^2)^3} \right) \quad (4.7)
\end{aligned}$$

Diketahui bahwa nanopartikel jenis ferromagnetik memiliki $x_p \gg 1$ artinya suspensinya sangat besar sehingga $x_p + 3 \geq x_p$. Dan nilai dari $\frac{x}{d} \ll 1$ artinya nilai x sangat kecil sehingga $x \approx 0$. untuk itu, Persamaan (4.3) menjadi:

$$\begin{aligned}
F_{mx}(x, z) &= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{x + d}{2((x + d)^2 + z^2)^3} \right) \\
&= -3\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \left(\frac{d}{2(d^2 + z^2)^3} \right) \quad (4.8)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
F_{mz}(x, z) &= -\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \frac{3x_p}{x_p + 3} \left(\frac{z}{2((x + d)^2 + z^2)^3} \right) \\
&= -3\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{2(d^2 + z^2)^3} \right) \quad (4.9)
\end{aligned}$$

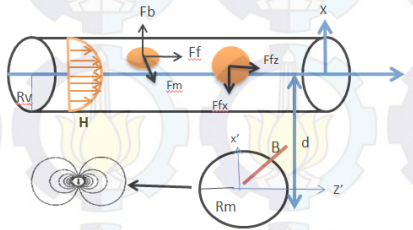
4.1.2 Menentukan Persamaan Gaya Fluida Pada Nanopartikel Berdasarkan Hukum Stokes

Selain gaya magnet, fluida yang bekerja pada sebuah partikel yang bergerak dalam medium cairan. Besar gayanya ditentukan oleh hukum Stokes pada partikel dengan jari-jari R_p dalam aliran seragam, dimana η dan v_f adalah viskositas dan kecepatan fluida, dan v_p adalah kecepatan partikel sesuai dengan Persamaan (2.5). Sehingga, Gaya fluida didalam partikel magnet yang dipengaruhi oleh kecepatan partikel dan kecepatan fluida tersebut dirumuskan sebagai berikut :

$$F_f = 6\pi\eta R_p (v_p - v_f)$$

Jika diasumsikan bahwa pembuluh darah berbentuk silinder dan aliran darah adalah aliran laminar parallel, maka kecepatan fluida :

$$v_f(x) = 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right]$$



Gambar 4.4 Sistem kerja gaya fluida pada nanopartikel magnet didalam pembuluh darah

Sama halnya dengan gaya magnetik, gaya fluida juga dipengaruhi oleh arah sumbu x dan sumbu z sehingga :

$$F_f = F_{fx}\vec{x} + F_{fz}\vec{z}$$

$$F_{fx} = 6\pi\eta R_p v_{p,x} \quad (4.10)$$

$$F_{fz} = 6\pi\eta R_p (v_{p,z} - v_{f,x})$$

$$F_{fz} = 6\pi\eta R_p (v_{p,z} - 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right]) \quad (4.11)$$

4.1.3 Menentukan Persamaan Gaya Apung yang Bekerja Pada Nanopartikel

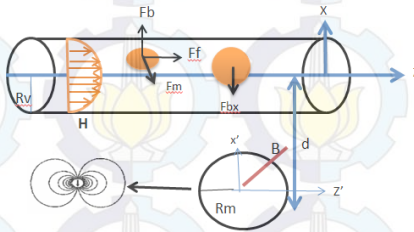
Gaya apung yang terjadi pada partikel tersebut dipengaruhi oleh gaya gravitasi didalam viskositas fluida. Berdasarkan Persamaan (2.6), besarnya gaya tersebut dapat dihitung dengan menggunakan rumus sebagai berikut:

$$F_b = V_p \rho g$$

$$F_b = V_p (\rho_f - \rho_p) g$$

$$F_{bx} = V_p (\rho_f - \rho_p) g \quad (4.12)$$

dengan ρ_p dan ρ_f adalah massa jenis partikel dan fluida serta diketahui bahwa percepatan gravitasi $g = 9.8 \frac{m}{s}$. Gaya apung hanya terjadi terhadap sumbu x karena dipengaruhi oleh gaya gravitasi bumi, sementara terhadap sumbu z besar gayanya adalah nol.



Gambar 4.5 Sistem kerja gaya apung nanopartikel magnet dengan dalam pembuluh darah.

4.2 Menentukan Persamaan Kecepatan Partikel Terhadap Sumbu x dan z

Berdasarkan Persamaan (4.8), (4.9), (4.10), (4.11) dan (4.12) maka diperoleh komponen kecepatan dari partikel magnet terhadap sumbu x:

$$\begin{aligned}
 F_m + F_f + F_b &= 0 \\
 F_{mx} + F_{fx} + F_{bx} &= 0 \\
 -3\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \left(\frac{d}{2(d^2 + z^2)^3} \right) + 6\pi\eta R_p v_{p,x} + V_p(\rho_p - \rho_f)g &= 0 \\
 6\pi\eta R_p v_{p,x} &= 3\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \left(\frac{d}{2(d^2 + z^2)^3} \right) - V_p(\rho_p - \rho_f)g \\
 6\pi\eta R_p v_{p,x} &= 3\mu_0 \frac{4\pi R_p^3}{3} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{d}{2(d^2 + z^2)^3} \right) - \frac{4\pi R_p^3}{3} (\rho_p - \rho_f)g \\
 v_{p,x} &= 3\mu_0 \frac{4\pi R_p^3}{18\pi\eta R_p} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{d}{2(d^2 + z^2)^3} \right) \\
 &\quad - \frac{4\pi R_p^3}{18\pi\eta R_p} (\rho_p - \rho_f)g
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
&= \mu_0 \frac{12\pi R_p^3}{36\pi\eta R_p} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{d}{(d^2 + z^2)^3} \right) \\
&\quad - \frac{4\pi R_p^3}{18\pi\eta R_p} (\rho_p - \rho_f) g \\
&= \mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} \left(\frac{d}{(d^2 + z^2)^3} \right) - \frac{2R_p^2}{9\eta} (\rho_p - \rho_f) g \quad (4.13)
\end{aligned}$$

Sedangkan terhadap sumbu z adalah :

$$\begin{aligned}
F_{mz} + F_{fz} + F_{bz} &= 0 \\
F_{bz} &= 0 \\
-3\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{2(d^2 + z^2)^3} \right) + 6\pi\eta R_p (v_{p,z} - 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right]) &= 0 \\
-3\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{2(d^2 + z^2)^3} \right) + 6\pi\eta R_p v_{p,z} - 12\bar{v}_f \pi\eta R_p \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right] &= 0 \\
6\pi\eta R_p v_{p,z} &= 3\mu_0 V_p M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{2(d^2 + z^2)^3} \right) + 12\bar{v}_f \pi\eta R_p \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right] \\
6\pi\eta R_p v_{p,z} &= 3\mu_0 \frac{4\pi R_p^3}{3} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{2(d^2 + z^2)^3} \right) \\
&\quad + 12\bar{v}_f \pi\eta R_p \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right] \\
v_{p,z} &= 3\mu_0 \frac{4\pi R_p^3}{18\pi\eta R_p} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{2(d^2 + z^2)^3} \right) \\
&\quad + \frac{12\bar{v}_f \pi\eta R_p}{6\pi\eta R_p} \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right] \\
&= \mu_0 \frac{12\pi R_p^3}{36\pi\eta R_p} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{(d^2 + z^2)^3} \right) \\
&\quad + \frac{12\bar{v}_f \pi\eta R_p}{6\pi\eta R_p} \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right] \\
&= \mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{(d^2 + z^2)^3} \right) + 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right] \quad (4.14)
\end{aligned}$$

Karena $\frac{dx}{dt} = v_{p,x}$ dan $\frac{dz}{dt} = v_{p,z}$

Maka diperoleh :

$$\frac{dx}{dt} = \mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} \left(\frac{d}{2(d^2 + z^2)^3} \right) - \frac{2R_p^2}{9\eta} (\rho_p - \rho_f)g \quad (4.15)$$

$$\frac{dz}{dt} = \mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{2(d^2 + z^2)^3} \right) + 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x}{R_p} \right)^2 \right] \quad (4.16)$$

4.3 Simulasi dan Analisis

Setelah didapatkan kecepatan dari nanopartikel tersebut, Maka dilakukan simulasi numerik untuk memudahkan dalam menentukan lintasan nanopartikel yang tepat posisinya terhadap sasaran yang dituju dengan cara menentukan parameter yang akan diinputkan terlebih dahulu kemudian dilakukan simulasi dengan metode Runge-Kutta. Penyelesaian numerik yang digunakan adalah metode Runge-Kutta orde- empat. Metode Runge-Kutta mencapai keakuratan dari suatu pendekatan Taylor tanpa memerlukan turunan-turunan tingkat tinggi. Metode Runge-Kutta orde 4 adalah satu dari metode yang banyak digunakan untuk menyelesaikan persamaan differensial. Metode ini mempunyai suatu galat pemotongan h^4 . Integrasi numerik dari persamaan dengan menggunakan metode Runge-Kutta orde empat dinyatakan sebagai berikut:

$$x_{n+1} = x_n + \frac{1}{6} (k_{1,x} + 2k_{2,x} + 2k_{3,x} + k_{4,x})$$

$$z_{n+1} = z_n + \frac{1}{6} (k_{1,z} + 2k_{2,z} + 2k_{3,z} + k_{4,z})$$

dengan

$$k_{1,x} = h v_{p,x}(t_0, x_0, z_0)$$

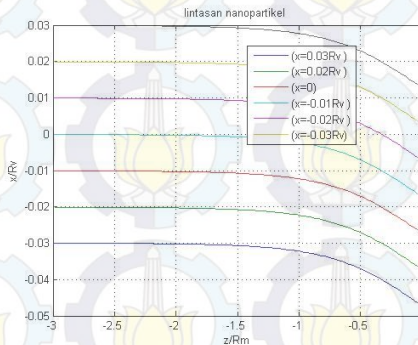
$$= h v_{p,x} \left(\mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} \left(\frac{d}{2(d^2 + z_0^2)^3} \right) - \frac{2R_p^2}{9\eta} (\rho_p - \rho_f)g \right)$$

$$\begin{aligned}
k_{1,z} &= hv_{p,z}(t_0, x_0, z_0) \\
&= hv_{p,z}(\mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z_0^2}{2(d^2 + z_0^2)^3} \right) + 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x_0}{R_v} \right)^2 \right]) \\
k_{2,x} &= hv_{p,x} \left(t_0 + \frac{h}{2}, x_0 + \frac{k_{1,x}}{2}, z_0 + \frac{k_{1,z}}{2} \right) \\
&= hv_{p,x}(\mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} \left(\frac{d}{2(d^2 + (z_0 + \frac{k_{1,z}}{2})^2)^3} \right) - \frac{2R_p^2}{9\eta} (\rho_p - \rho_f)g) \\
k_{2,z} &= hv_{p,z} \left(t_0 + \frac{h}{2}, x_0 + \frac{k_{1,x}}{2}, z_0 + \frac{k_{1,z}}{2} \right) \\
&= hv_{p,z}(\mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{(z_0 + \frac{k_{1,z}}{2})^2}{2(d^2 + (z_0 + \frac{k_{1,z}}{2})^2)^3} \right) + 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x_0 + \frac{k_{1,x}}{2}}{R_v} \right)^2 \right]) \\
k_{3,x} &= hv_{p,x} \left(t_0 + \frac{h}{2}, x_0 + \frac{k_{2,x}}{2}, z_0 + \frac{k_{2,z}}{2} \right) \\
&= hv_{p,x} \left(\mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} \left(\frac{d}{2(d^2 + (z_0 + \frac{k_{2,z}}{2})^2)^3} \right) - \frac{2R_p^2}{9\eta} (\rho_p - \rho_f)g \right) \\
k_{3,z} &= hv_{p,z} \left(t_0 + \frac{h}{2}, x_0 + \frac{k_{2,x}}{2}, z_0 + \frac{k_{2,z}}{2} \right) \\
&= hv_{p,z}(\mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{(z_0 + \frac{k_{2,z}}{2})^2}{2(d^2 + (z_0 + \frac{k_{2,z}}{2})^2)^3} \right) + 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x_0 + \frac{k_{2,x}}{2}}{R_v} \right)^2 \right]) \\
k_{4,x} &= hv_{p,x} \left(t_0 + \frac{h}{2}, x_0 + \frac{k_{3,x}}{2}, z_0 + \frac{k_{3,z}}{2} \right) \\
&= hv_{p,x}(\mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} \left(\frac{d}{2(d^2 + (z_0 + \frac{k_{3,z}}{2})^2)^3} \right) - \frac{2R_p^2}{9\eta} (\rho_p - \rho_f)g) \\
k_{4,z} &= hv_{p,z} \left(t_0 + \frac{h}{2}, x_0 + \frac{k_{3,x}}{2}, z_0 + \frac{k_{3,z}}{2} \right) \\
&= h(\mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{(z_0 + \frac{k_{3,z}}{2})^2}{2(d^2 + (z_0 + \frac{k_{3,z}}{2})^2)^3} \right) + 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x_0 + \frac{k_{3,x}}{2}}{R_v} \right)^2 \right])
\end{aligned}$$

Dari model tersebut, partikel yang berjenis ferromagnetik

ini (Fe_3O_4) memiliki jari-jari ($R_p = 300 \text{ nm}$) yang didalam mengandung nanopartikel magnetik dengan massa jenis $\rho_p = 5000 \text{ kg/m}^3$ yang akan ditransportasikan kedalam pembuluh darah dengan medan magnet. Diasumsikan bahwa suspensibilitas magnet dari partikel (Fe_3O_4) sangat luas dalam perbandingan terhadap 1 ($\chi_p \gg 1$). Dengan dipasangkan magnet berbentuk silinder yang diposisikan diluar tubuh yang berdiameter 4 cm ($R_m = 2$) dan besarnya magnetisasi ($M_s = 10^6 \text{ A/m}$). Magnet diposisikan 2,5 , 3,5 , 4,5 , 5,5 dan 6,5 cm dari pusat pembuluh darah ke pusat magnet yang menghasilkan lintasan partikel. Jari-jari dari pembuluh darah ($R_v = 75 \mu\text{m}$ dan rata-rata kecepatan aliran ($v_f = 10 \text{ mm/s}$). Dengan viskositas (η) dan massa jenis (ρ_f) dari darah diasumsikan $3,2 \times 10^{-3} \text{ N s/m}^2$ dan 1060 kg/m^3 .

Setelah model disimulasikan dengan substitusi nilai-nilai parameter yang telah dicari sebelumnya maka hasil simulasi menggunakan metode Runge-Kutta dengan Matlab akan menghasilkan Gambar (4.6) berikut :



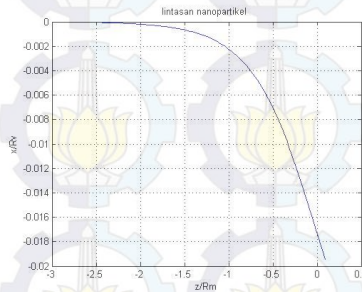
Keterangan :

x/Rv = Posisi nanopartikel magnetik pada sumbu vertikal terhadap jari-jari pembuluh darah

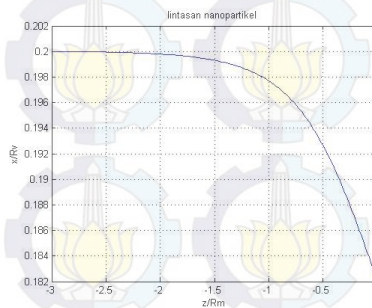
z/Rm = posisi nanopartikel magnetik pada sumbu horizontal terhadap jari-jari magnet

Gambar 4.6 Lintasan nanopartikel didalam pembuluh darah dengan posisi yang bervariasi untuk $d = 0.025 \text{ m}$

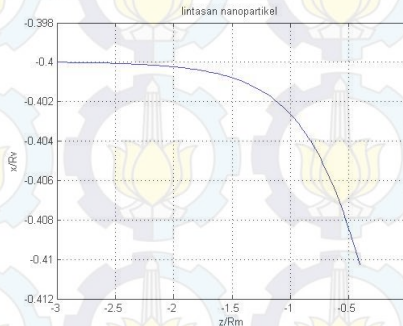
Analisis dari Gambar (4.6) adalah lintasan nanopartikel magnet yang mengalir didalam pembuluh darah dengan menggunakan Persamaan (4.8) dan (4.9) dengan $d = 0.025 \text{ m}$ dan posisi partikel bervariasi $x = -0.03 Rv, -0.02 Rv, -0.01 Rv, 0, 0.01 Rv, 0.02 Rv, 0.03 Rv$. Berdasarkan gambar tersebut dapat diamati bahwa semua partikel bergerak menuju ke pusat medan magnet ($z/Rm = 0$) dengan waktu yang bersamaan dan posisi awal yang sama.



Gambar 4.7 Lintasan nanopartikel didalam pembuluh darah dengan posisi $x=0$ dan untuk $d = 0.025 \text{ m}$

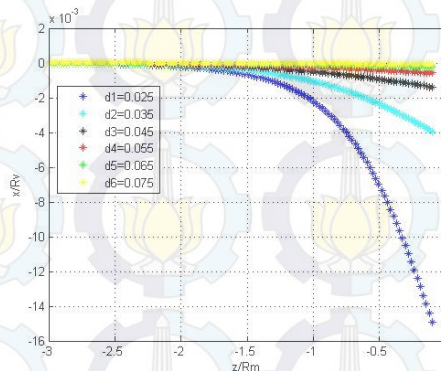


Gambar 4.8 Lintasan nanopartikel didalam pembuluh darah dengan posisi $x = 0.2 Rv$ dan untuk $d = 0.025 \text{ m}$



Gambar 4.9 Lintasan nanopartikel didalam pembuluh darah dengan posisi $x = -0.4Rv$ dan untuk $d = 0.025\text{ m}$

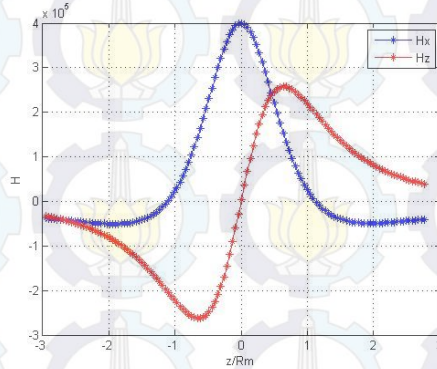
Analisis pada gambar (4.6, 4.7, dan 4.8) menunjukkan bahwa dalam waktu yang bersamaan $t=130$ detik dan dengan posisi partikel awal yang berbeda misalnya $x = 0, x = 0.2Rv, x = -0.4Rv$ maka posisi partikel yang bergerak menuju ke pusat medan magnet ($z/Rm = 0$) pun berbeda, ada partikel yang sampai ketitik pusat ada yang masih menuju titik pusat.



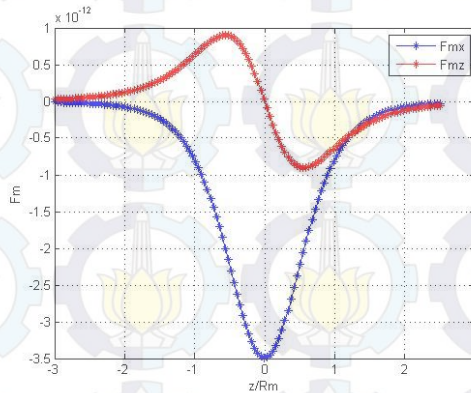
Gambar 4.10 Lintasan nanopartikel dengan d (pusat magnet dengan pusat pembuluh darah) yang berbeda

Analisis dari Gambar (4.10) terdapat perbedaan pada lintasan nanopartikelnya jika jarak pusat magnet dengan pusat

pembuluh darah dibuat bervariasi. Lintasan yang paling tepat adalah lintasan yang memiliki jarak 0.025 m yaitu mendekati pusat medan magnet ($z/R_m = 0$).



Gambar 4.11 Komponen medan magnet (H_x dan H_z) terhadap pusat pembuluh darah.



Gambar 4.12 Komponen gaya magnet (F_{mx} dan F_{mz}) terhadap sumbu pembuluh darah.

Analisis pada Gambar (4.11) membuktikan bahwa komponen medan magnet terhadap pembuluh darah ($-3R_m \leq z \leq 3R_m$) dengan menggunakan Persamaan(4.4) untuk

$d = 0.025 \text{ m}$. Terbukti bahwa nilai maksimal pada komponen $H_x = 4 \cdot 10^5 \text{ microtesla} = 4000 \text{ gauss}$ terhadap pusat magnet ($z/Rm = 0$). Sedangkan H_z berosilasi di daerah pusat pembuluh darah dan menunjukkan puncak menuju ke tepi magnet ($z/Rm = \pm 1$) itu yang berubah arahnya dari satu sisi ke sisi yang lainnya.

Analisis pada Gambar (4.12) menunjukkan bahwa komponen-komponen pada gaya magnet terhadap pembuluh darah dengan menggunakan Persamaan (4.8) dan (4.9). Hal ini dapat diamati bahwa komponen horizontal dari gaya magnet (F_{mz}) memiliki bentuk profil yang sama dengan medan magnet dengan arah sebaliknya. Oleh karena itu, (F_{mz}) berosilasi di sekitar pusat sumbu pembuluh darah dan menunjukkan nilai maksimum terhadap tepi magnet ($z/Rm = \pm 1$). Akibatnya, partikel magnetik perjalanan horizontal di atas magnet dari kiri ke kanan itu mengalami percepatan horizontal saat melewati tepi magnet. Namun, mengalami perlambatan setelah selesai melewati tepi magnet. Akibatnya, komponen horizontal gaya magnet (F_{mz}) bertanggung jawab untuk gerakan osilasi dari nanopartikel dalam pembuluh darah. Selain itu, komponen vertikal gaya magnet (F_{mx}) adalah terkuat di pusat magnet ($z/Rm = 0$) dan kekuatannya menurun seiring menuju tepi magnet ($z/Rm = \pm 1$). Nilai dari $F_{mz} = 3,5 \text{ pN} = 3,5 \cdot 10^{-12} \text{ N}$ di pusat magnet.

BAB V PENUTUP

Pada bab ini disimpulkan hasil analisis model lintasan nanopartikel magnet menggunakan metode numerik Runge-kutta orde ke-empat. Hasil analisis ini membandingkan posisi lintasan nanopartikel magnet jika jarak pusat pembuluh darah dengan pusat magnet dibuat 0.025 m, 0.035 m, 0.045 m, 0.055 m, 0.065 m dan 0.075 m. Selain itu juga diberikan saran atau rekomendasi sebagai bahan pertimbangan untuk pengembangan pada penelitian selanjutnya.

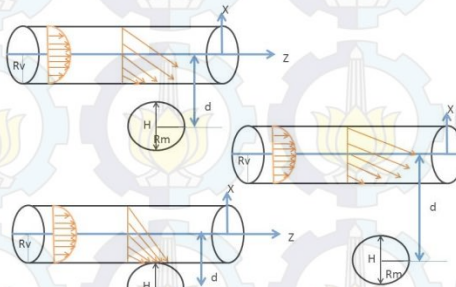
5.1 Kesimpulan

Dari analisis yang telah dilakukan pada lintasan nanopartikel magnet didalam pembuluh darah, maka diperoleh kesimpulan bahwa :

1. Model matematika yang digunakan dalam menentukan lintasan nanopartikel magnet untuk memperoleh hasil yang lebih baik adalah :

$$\begin{aligned}\frac{dx}{dt} &= \mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} \left(\frac{d}{(d^2 + z^2)^3} \right) - \frac{2R_p^2}{9\eta} (\rho_p - \rho_f)g \\ \frac{dz}{dt} &= \mu_0 \frac{M_s^2 R_m^4 R_p^2}{3\eta} M_s^2 R_m^4 \left(\frac{z}{(d^2 + z^2)^3} \right) + 2\bar{v}_f \left[1 - \left(\frac{x}{R_v} \right)^2 \right]\end{aligned}$$

2. Hasil lintasan nanopartikel magnet didalam pembuluh darah, semakin pendek jarak antara pusat pembuluh darah dengan pusat medan magnet maka semakin banyak partikel-partikel dari nanopartikel magnet yang tertarik oleh medan magnet yang diposisikan diluar tubuh. Sedangkan jarak yang lebih tepat adalah 0.025 m dari pusat medan magnet.



5.2 Saran

Dalam Tugas Akhir ini belum dibahas mengenai pengaruh sel darah terhadap nanopartikel magnet didalam pembuluh darah yang membawa magnet menuju ke target pengobatan. Untuk itu, saran kepada peneliti selanjutnya, perlu dibahas pengaruh sel darah terhadap lintasan nanopartikel magnet didalam pembuluh darah.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Iswandana, R. Anwar, E. Jufri, M.(2013) "Formulasi Nanopartikel Verapamil Hidroklorida dari Kitosan dan Natrium Tripolifosfat dengan Metode Gelasi Ionik". Universitas Indonesia, Jakarta
- [2] Alexiou, C. A. Schmidt, R. Klein, P. Hullin, et al., (2002) "*Magnetic drug targeting: biodistribution and dependency on magneticfield strength*", *J. Magn. Magn.Mater.* 252 (2002) 363–366
- [3] Kingsley, J.D.H. Dou, J. Morehead, B. Rabinow, H.E. Gendelman, C.J. Destache, (2006), "*Nanotechnology: a focus on nanoparticles as a drug delivery system*", *J. Neuroimmune Pharma.* 1 (2006) 340–350 .
- [4] Nacev, A.C. Beni, O. Bruno, B. Shapiro, (2011) "*The behaviors of ferromagnetic nanoparticles in and around blood vessels under applied magneticfields*", *J. Magn. Magn.Mater.* 323 (2011) 651–668.
- [5] Shaw, S. Murthy, P.V.S.N. Pradhan, S.C.(2010) "*Effect ofnon-Newtonian characteristics of blood on magnetic targeting in the impermeable microvessel*", *J. Magn. Magn.Mater.* 322 (2010) 1037–1043.
- [6] Wahyuni, Nurdin, Juarlin, E. "Solution Nanomagnetic Particle Motion in a Fluid Environment Under the Influence of Magnetic Field with Finite Difference Method". University of Hasanuddin,.
- [7] Sharma, S. Katiyar, V.K. Singh, U. (2015). " *Mathematical modelling for trajectories of magnetic nanoparticles in a blood vessel under magneticfield*". Indian Institute of Technology, Roorkee 247667, India.
- [8] Martien, R. Adhitamika, Iramie D.K, Iranto, Farida V, Sari D.P, (2012) " Perkembangan Teknologi Nanopartikel sebagai Sistem Penghantaran Obat" Fakultas Farmasi Universitas Gadjah Mada, Minat Studi Rekayasa Biomedis, Sekolah Pascasarjana Universitas Gadjah

- Mada, Fakultas Farmasi Universitas Ahmad Dahlan, Program Studi Farmasi, Fakultas Kedokteran dan Ilmu Kesehatan Universitas Muhammadiyah Yogyakarta.
- [9] Alexiou, C. Ardold, W. Klein, R.J. Parak, F.G. Hulin, P. Bergemann, C. Erhardt, W. Wagenpfeil, S. Lubbe, A.S. (2000). "*Locoregional Cancer Treatment with Magnetic Drug Targeting*", Technical University of Munich.
- [10] Hakim, L., (2008) "Kontrol ukuran dan dispersitas nanopartikel besi oksida". Departemen Kimia, Fakultas MIPA, Universitas Indonesia: Jakarta.
- [11] Zagarola, M.V. Smits, A.J. (1996), "*Experiments in High Reynolds Number Turbulent Pipe Flow*", AIAA paper 96-0654, 34th AIAA Aerospace Sciences Meeting, Reno, Nevada.
- [12] Utomo, P. (2010) "Hukum Newton tentang gerak dan gravitasi". departemen Fisika, fakultas FMIPA. Institut Teknologi Sepuluh Nopember: Surabaya.
- [13] Zaki, M. (2012) "Medan Elektromagnetik", fakultas FMIPA Institut Teknologi Sepuluh Nopember: Surabaya.
- [14] Luknanto, D., (2005) "Mekanika Fluida". UGM: Jogjakarta.
- [15] Fleisch, D. (2008) "*A student's Guide to Maxwell's Equations*", Wittenberg University.
- [16] Schenck, J.F., (1995) "*The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance magnetic compatibility of the first and second kinds*", general electric corporate research and sevelopment center. New York : Schenectady 12309.
- [17] Subakti, I. (2006) "Metode Numerik". Fakultas Teknologi Informasi. Institut Teknologi Sepuluh Nopember: Surabaya.

LAMPIRAN

A. Listing program lintasan nanopartikel magnet didalam pembuluh darah dengan posisi yang berbeda untuk $d = 0.025 \text{ m}$

```
h=0.023;
myu_0=0.000001256;
Ms=1000000;
Rm=0.02;
Rp=0.0000003;
n=0.0032;
rho_p=5000;
rho_f=1060;
g=9.8;
d=0.025;
vf=0.01;
Rv=0.008175;
clc;
t=130;
A=[];
B=[];
for c=1:t
    x(1)=-0.00024525;
    z(1)=-0.06;
    xt=x(c);
    zt=z(c);
    A(c)=(x(c)/Rv);
    B(c)=z(c)/Rm;
    for i=1:4
        x1=-
        1*( (1/(3*n)) * myu_0 * (Rp^2) * (Ms^2) * (Rm^4) * (d/(d^2+
        zt^2)^3) - ((2*(Rp^2)/(9*n)) * (rho_p-rho_f)*g) );

        z1=(1/(3*n)) * myu_0 * (Rp^2) * (Ms^2) * (Rm^4) * (zt/((d^
        2+zt^2)^3)) + (2*vf*(1-(xt/Rv)^2));

        kx(i)=h*x1;
        kz(i)=h*z1;
```

```

if i<=2
    xt=x(c)+kx(i)/2;
    zt=z(c)+kz(i)/2;
else
    if i~4
        xt=x(c)+kx(i);
        zt=z(c)+kz(i);
    else break;
end
end
if c<t
    x(c+1)=(x(c) + ((kx(1) + (2*kx(2))
+ (2*kx(3))+ kx(4))/6));
    z(c+1)=(z(c) + ((kz(1) + (2*kz(2))
+ (2*kz(3))+ kz(4))/6));
end
end

for c=1:t
    x1(1)=-0.0001635;
    z1(1)=-0.06;
    x1t=x1(c);
    z1t=z1(c);
    A1(c)=(x1(c)/Rv);
    B1(c)=z1(c)/Rm;
    for i=1:4
        x11=-
1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));

z11=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d
^2+zt^2)^3))+(2*vf*(1-(xt/Rv)^2));

kx1(i)=h*x11;
kz1(i)=h*z11;
if i<=2

```



```

xt=x(c)+kx(i)/2;
zt=z(c)+kz(i)/2;
else
    if i~=4
        x1t=x1(c)+kx1(i);
        z1t=z1(c)+kz1(i);
        else break;
    end
end
end
if c<t
    x1(c+1)=(x1(c) + ((kx1(1) +
(2*kx1(2)) + (2*kx1(3))+ kx1(4))/6));
    z1(c+1)=(z1(c) + ((kz1(1) +
(2*kz1(2)) + (2*kz1(3))+ kz1(4))/6));
end
end
for c=1:t
    x2(1)=-0.00008175;
    z2(1)=-0.06;
    x2t=x2(c);
    z2t=z2(c);
    A2(c)=(x2(c)/Rv);
    B2(c)=z2(c)/Rm;
    for i=1:4
        x21=-
1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));
z21=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d
^2+zt^2)^3))+(2*vf*(1-(xt/Rv)^2));

    kx2(i)=h*x21;
    kz2(i)=h*z21;
    if i<=2
        xt=x(c)+kx(i)/2;
        zt=z(c)+kz(i)/2;

```

```

else
    if i~=4
        x2t=x2(c)+kx2(i);
        z2t=z2(c)+kz2(i);
    else break;
    end
end
if c<t
    x2(c+1)=(x2(c) + ((kx2(1) +
(2*kx2(2)) + (2*kx2(3)) + kx2(4))/6));
    z2(c+1)=(z2(c) + ((kz2(1) +
(2*kz2(2)) + (2*kz2(3)) + kz2(4))/6));
end

end
for c=1:t
    x3(1)=0;
    z3(1)=-0.06;
    x3t=x3(c);
    z3t=z3(c);
    A3(c)=(x3(c)/Rv);
    B3(c)=z3(c)/Rm;
    for i=1:4
        x31=-
1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));

z31=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d
^2+zt^2)^3))+ (2*v*f*(1-(xt/Rv)^2));

kx3(i)=h*x31;
kz3(i)=h*z31;
if i<=2
    xt=x(c)+kx(i)/2;
    zt=z(c)+kz(i)/2;
else
    if i~=4

```

```

x3t=x3(c)+kx3(i);
z3t=z3(c)+kz3(i);
else break;
end
end
if c<t
x3(c+1)=(x3(c) + ((kx3(1) +
(2*kx3(2)) + (2*kx3(3)) + kx3(4))/6));
z3(c+1)=(z3(c) + ((kz3(1) +
(2*kz3(2)) + (2*kz3(3)) + kz3(4))/6));
end
end
for c=1:t
x4(1)=0.00008175;
z4(1)=-0.06;
x4t=x4(c);
z4t=z4(c);
A4(c)=(x4(c)/Rv);
B4(c)=z4(c)/Rm;
for i=1:4
x41=-
1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));

z41=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d
^2+zt^2)^3))+ (2*vf*(1-(xt/Rv)^2));

kx4(i)=h*x41;
kz4(i)=h*z41;
if i<=2
xt=x(c)+kx(i)/2;
zt=z(c)+kz(i)/2;
else
if i~=4
x4t=x4(c)+kx4(i);
z4t=z4(c)+kz4(i);

```



```

else break;
end

end
if c<t
x4(c+1)=(x4(c) + ((kx4(1) +
(2*kx4(2)) + (2*kx4(3)) + kx4(4))/6));
z4(c+1)=(z4(c) + ((kz4(1) +
(2*kz4(2)) + (2*kz4(3)) + kz4(4))/6));
end

end
for c=1:t
x5(1)=0.0001635;
z5(1)=-0.06;
x5t=x5(c);
z5t=z5(c);
A5(c)=(x5(c)/Rv);
B5(c)=z5(c)/Rm;
for i=1:4
x51=-
1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));

z51=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d
^2+zt^2)^3))+(2*v*f*(1-(xt/Rv)^2));

kx5(i)=h*x51;
kz5(i)=h*z51;
if i<=2
xt=x(c)+kx(i)/2;
zt=z(c)+kz(i)/2;
else
if i~=4
x5t=x5(c)+kx5(i);
z5t=z5(c)+kz5(i);
else break;
end

```

```

end
end
if c<t
    x5(c+1)=(x5(c) + ((kx5(1) +
(2*kx5(2)) + (2*kx5(3)) + kx5(4))/6));
    z5(c+1)=(z5(c) + ((kz5(1) +
(2*kz5(2)) + (2*kz5(3)) + kz5(4))/6));
end

end
for c=1:t
    x6(1)=0.00024525;
    z6(1)=-0.06;
    x6t=x6(c);
    z6t=z6(c);
    A6(c)=(x6(c)/Rv);
    B6(c)=z6(c)/Rm;
    for i=1:4
        x61=-
1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));
        z61=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d
^2+zt^2)^3)+(2*vf*(1-(xt/Rv)^2));

        kx6(i)=h*x61;
        kz6(i)=h*z61;
        if i<=2
            xt=x(c)+kx(i)/2;
            zt=z(c)+kz(i)/2;
        else
            if i~=4
                x6t=x6(c)+kx6(i);
                z6t=z6(c)+kz6(i);
            else break;
        end
    end
end
end

```

```

        if c<t
            x6(c+1)=(x6(c)      +      ((kx6(1)      +
(2*kx6(2)) + (2*kx6(3))+ kx6(4))/6));
            z6(c+1)=(z6(c)      +      ((kz6(1)      +
(2*kz6(2)) + (2*kz6(3))+ kz6(4))/6));
        end

    end

    plot(B,A,'-',B1,A1,'-',B2,A2,'-',B3,A3,'-
',B4,A4,'-',B5,A5,'-',B6,A6,'-')
    xlabel('z/Rm'), ylabel('x/Rv');
    hold on;
    grid on;
    title('lintasan nanopartikel ');

```

B. Listing program lintasan nanopartikel magnet dengan posisi awal lintasan yang berbeda

1. Untuk $x=0.2R_v$

```

h=0.02349;
myu_0=0.000001256;
Ms=1000000;
Rm=0.02;
Rp=0.0000003;
n=0.0032;
rho_p=5000;
rho_f=1060;
g=9.8;
d=0.025;
vf=0.01;
Rv=0.008175;
clc;
t=130;
A=[];
B=[];
for c=1:t
    x(1)=0.001635;
    z(1)=-0.06;
    xt=x(c);

```



```

zt=z(c);
A(c)=(x(c)/Rv);
B(c)=z(c)/Rm;
for i=1:4
    x1=-
1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));

z1=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d^
2+zt^2)^3)+(2*vf*(1-(xt/Rv)^2)));

    kx(i)=h*x1;
    kz(i)=h*z1;
    if i<=2
        xt=x(c)+kx(i)/2;
        zt=z(c)+kz(i)/2;
    else
        if i~=4
            xt=x(c)+kx(i);
            zt=z(c)+kz(i);
            else break;
        end
    end
end
if c<t
    x(c+1)=(x(c) + ((kx(1) + (2*kx(2))
+ (2*kx(3))+ kx(4))/6));
    z(c+1)=(z(c) + ((kz(1) + (2*kz(2))
+ (2*kz(3))+ kz(4))/6));

end

end
plot(B,A,'-')
xlabel('z/Rm'), ylabel('x/Rv');
hold on;
grid on
title('lintasan nanopartikel ');

```

2.

Untuk $x = -0.4R_v$

```

h=0.02349;
myu_0=0.000001256;
Ms=1000000;
Rm=0.02;
Rp=0.0000003;
n=0.0032;
rho_p=5000;
rho_f=1060;
g=9.8;
d=0.025;
vf=0.01;
Rv=0.008175;

```

```

clc;

```

```

t=130;

```

```

A=[];

```

```

B=[];

```

```

for c=1:t

```

```

    x(1)=-0.00327;

```

```

    z(1)=-0.06;

```

```

    xt=x(c);

```

```

    zt=z(c);

```

```

    A(c)=(x(c)/Rv);

```

```

    B(c)=z(c)/Rm;

```

```

    for i=1:4

```

```

        x1=-

```

```

        1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
        zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));

```

```

        z1=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d^
        2+zt^2)^3))+ (2*vf*(1-(xt/Rv)^2));

```

```

        kx(i)=h*x1;

```

```

        kz(i)=h*z1;

```

```

        if i<=2

```

```

            xt=x(c)+kx(i)/2;

```

```

            zt=z(c)+kz(i)/2;

```

```

        else

```

```

if i~=4
    xt=x(c)+kx(i);
    zt=z(c)+kz(i);
    else break;
end
end
end
if c<t
    x(c+1)=(x(c) + ((kx(1) + (2*kx(2))
+ (2*kx(3))+ kx(4))/6));
    z(c+1)=(z(c) + ((kz(1) + (2*kz(2))
+ (2*kz(3))+ kz(4))/6));
end

end
plot(B,A,'-')
xlabel('z/Rm'), ylabel('x/Rv');
hold on;
grid on
title('lintasan nanopartikel ');
3. Untuk x=0
h=0.02349;
myu_0=0.000001256;
Ms=1000000;
Rm=0.02;
Rp=0.0000003;
n=0.0032;
rho_p=5000;
rho_f=1060;
g=9.8;
d=0.025;
vf=0.01;
Rv=0.008175;
clc;
t=130;
A=[];
B=[];
for c=1:t

```



```

x(1)=0.0;
z(1)=-0.06;
xt=x(c);
zt=z(c);
A(c)=(x(c)/Rv);
B(c)=z(c)/Rm;
for i=1:4
    x1=-
1*((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(d^2+
zt^2)^3)-((2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-rho_f)*g));

z1=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/((d^
2+zt^2)^3))+(2*vf*(1-(xt/Rv)^2));

    kx(i)=h*x1;
    kz(i)=h*z1;
    if i<=2
        xt=x(c)+kx(i)/2;
        zt=z(c)+kz(i)/2;
    else
        if i~=4
            xt=x(c)+kx(i);
            zt=z(c)+kz(i);
        else break;
    end
end
if c<t
    x(c+1)=(x(c) + ((kx(1) + (2*kx(2))
+ (2*kx(3))+ kx(4))/6));
    z(c+1)=(z(c) + ((kz(1) + (2*kz(2))
+ (2*kz(3))+ kz(4))/6));
end
end
plot(B,A,'-')
xlabel('z/Rm'), ylabel('x/Rv');

```

```
hold on;
grid on
title('lintasan nanopartikel ');
```

C. Listing program lintasan nanopartikel magnet yang mengalir didari pusat pembuluh darah dengan range antara ($d = 0.025$ sampai 0.075 m)

```
function [t B A]=nano(d)
h=0.0225;
myu_0=0.000001256;
Ms=1000000;
Rm=0.02;
Rp=0.0000003;
n=0.0032;
rho_p=5000;
rho_f=1060;
g=9.8;
vf=0.01;
Rv=0.008175;
clc;
t=130;
A=[];
B=[];
for c=1:t
    x(1)=0;
    z(1)=-0.06;
    xt=x(c);
    zt=z(c);
    A(1)=x(1)/Rv;
    B(1)=z(1)/Rm;
    for i=1:4
```

```
        x1=((1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d
        /(d^2+zt^2)^3)-(2*(Rp^2)/(9*n))*(rho_p-
        rho_f)*g));
```

```
        z1=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt
        /((d^2+zt^2)^3)+(2*vf*(1-(xt/Rv)^2)));
```

```

kx(i)=h*x1;
kz(i)=h*z1;
if i<=2
    xt=x(c)+kx(i)/2;
    zt=z(c)+kz(i)/2;
else
    if i~=4
        xt=x(c)+kx(i);
        zt=z(c)+kz(i);
    else break;
end
end
if c<t
    x(c+1)=(x(c) + ((kx(1) +
(2*kx(2)) + (2*kx(3)) + kx(4))/6));
    z(c+1)=(z(c) + ((kz(1) +
(2*kz(2)) + (2*kz(3)) + kz(4))/6));
    A(c+1)=-1*(x(c+1)/Rv)
    B(c+1)=(z(c+1)/Rm)
end
end
clc
clear all
d1=input('Masukan nilai d1 :');
d2=input('Masukan nilai d2 :');
d3=input('Masukan nilai d3 :');
d4=input('Masukan nilai d4 :');
d5=input('Masukan nilai d5 :');
d6=input('Masukan nilai d6 :');

disp('Berikut simulasi grafik Linta-
san Nanopartikel')
[a c b]=nano(d1);
[d f e]=nano(d2);

[g i h]=nano(d3);
[j l k]=nano(d4);

```



```
[m o n]=nano(d5);
[p r q]=nano(d6);
```

```
figure(1)
plot(c,b,'*b');
hold on;
plot(f,e,'*c');
hold on;
plot(i,h,'*k');
hold on;
plot(l,k,'*r');
hold on;
plot(o,n,'*g');
hold on;
plot(r,q,'*y');
hold off;
grid on
xlabel('z/Rm');
ylabel('x/Rv');
```

D. Listing program komponen medan magnet pada pembuluh darah.

```
clear all
h=0.05;
myu_0=0.000001256;
Ms=1000000;
Rm=0.02;
Rp=0.0000003;
n=0.0032;
d=0.025;
rho_p=5000;
rho_f=1060;
g=9.8;
vf=0.01;
Rv=0.008175;
%% fungsi
clc;
```

```

t=130;
A1=[];
A2=[];
B=[];
for c=1:t
    z(1)=-0.06;
    x(1)=-0.0028;
    zt=z(c);
    xt=x(c);
    B(1)=z(1)/Rm;
    Hx=(Ms*Rm^2*((xt+d)^2-
zt^2))/(2*((xt+d)^2+zt^2)^2);
    A1(c)=Hx;

    Hz=(Ms*(Rm^2)*2*(xt+d)*zt)/(2*((xt+d)^2+zt^2)^2);
    A2(c)=Hz;
    for i=1:4
        z1=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/
        ((d^2+(zt)^2)^3))+(2*vf*(1-(xt/Rv)^2));

        x1=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/
        ((d^2+(zt)^2)^3))-(2/(9*n))*(Rp^2)*(rho_p-
        rho_f)*g);

        kz(i)=h*z1;
        kx(i)=h*x1;

        if i<=2
            zt=z(c)+kz(i)/2;
            xt=x(c)+kx(i)/2;

        else
            if i~=4
                zt=z(c)+kz(i);
                xt=x(c)+kx(i);

            else break;
        end
    end
end

```

```

end
end
if c<t
    z(c+1)=(z(c) + ((kz(1) +
(2*kz(2)) + (2*kz(3)) + kz(4))/6));
    x(c+1)=(x(c) + ((kx(1) +
(2*kx(2)) + (2*kx(3)) + kx(4))/6));
    B(c+1)=z(c+1)/Rm
end
end

plot(B,A1,'*-b',B,A2,'*-r')
xlabel('z/Rm'), ylabel('H');
legend('Hx','Hz');
hold on;
grid on

```

E. Listing program komponen gaya magnet pada pembuluh darah.

```

clear all
h=0.05;
myu_0=0.000001256;
Ms=1000000;
Rm=0.02;
Rp=0.0000003;
n=0.0032;
d=0.025;
rho_p=5000;
rho_f=1060;
g=9.8;
vf=0.01;
Rv=0.008175;
phi=3.14;
vp=(4/3)*phi*(Rp^3);
clc;
t=130;

```



```

A1=[];
A2=[];
B=[];
for c=1:t
    z(1)=-0.06;
    x(1)=-0.00327;
    zt=z(c);
    xt=x(c);

    B(1)=z(1)/Rm;
    Fmx=-
    1*3*myu_0*vp*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/(2*((d^2+(zt)
    ^2)^3)));
    A1(c)=Fmx;
    Fmz=-
    1*3*myu_0*vp*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt/(2*((d^2+(zt)
    ^2)^3)));
    A2(c)=Fmz;
    for i=1:4

        z1=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(zt
        /((d^2+(zt)^2)^3))+(2*vf*(1-(xt/Rv)^2));
        x1=(1/(3*n))*myu_0*(Rp^2)*(Ms^2)*(Rm^4)*(d/
        ((d^2+(zt)^2)^3))-(2/(9*n))*(Rp^2)*(rho_p-
        rho_f)*g);

        kz(i)=h*z1;
        kx(i)=h*x1;

        if i<=2
            zt=z(c)+kz(i)/2;
            xt=x(c)+kx(i)/2;

        else
            if i~=4
                zt=z(c)+kz(i);
                xt=x(c)+kx(i);
            else break;

```

```

end
end
if c<t
    z(c+1)=(z(c) + ((kz(1) +
(2*kz(2)) + (2*kz(3)) + kz(4))/6));
    x(c+1)=(x(c) + ((kx(1) +
(2*kx(2)) + (2*kx(3)) + kx(4))/6));
    B(c+1)=z(c+1)/Rm
end
plot(B,A1,'*-b',B,A2,'*-r')
xlabel('z/Rm'), ylabel('Fm');
legend('Fmx','Fmz');
hold on;
grid on

```

(“halaman ini sengaja dikosongkan”)

LAMPIRAN BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Bojonegoro, 25 Mei 1992, merupakan anak pertama dari tiga bersaudara. Penulis telah menempuh pendidikan formal yaitu TK Dharma Wanita- Ngantru (1997-1998), SDN Ngantru (1998-2004), SMPN 1 Kalitidu (2004-2007), SMAN 1 Kalitidu (2007-2010). Penulis kemudian melanjutkan pendidikan S1 Jurusan Matematika di Institut Teknologi Sepuluh Nopember melalui Jalur SNMPTN

UNDANGAN Beasiswa Bidik Misi tahun 2011 dan terdaftar dengan NRP 1210 100 041. Di Jurusan Matematika ini penulis mengambil Bidang Studi Matematika Terapan. Penulis aktif di beberapa organisasi intra kampus diantaranya : yang pertama yaitu Kopma ITS sebagai Staff PSDA 2012-2013, sebagai Asisten direksi keuangan periode 2013-2014, sebagai direktur PSDA periode 2014-2015 dan sebagai pengawas periode 2015. Yang kedua yaitu Himpunan Mahasiswa Matematika (HIMATIKA) sebagai staff Departemen kewirausahaan periode 2012-2013 dan sebagai TIM SC PH'13 periode 2013-2014. Ketiga yaitu LDJ IM matematika ITS sebagai sekretaris departemen dana usaha periode 2012-2013. Penulis juga aktif dalam berbagai kegiatan pelatihan kemahasiswaan, diantaranya LKMM Pra TD FMIPA 2011, LKMM TD Himatika 2012 serta kegiatan sosial yang lainnya. Dan penulis juga menjadi asisten kalkulus 1 dan 2 mulai tahun 2013 sampai dengan 2015.

Informasi mengenai Tugas Akhir ini dapat ditujukan ke alamat email hesti.hastuti11@mhs.matematika.its.ac.id atau hesti.hastuti.its@gmail.com

